

**Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Medizinischen Fakultät der  
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**

(Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)

**Der Einfluss verschiedener Desinfektionsmittel auf die  
werkstoffkundlichen Eigenschaften kieferorthopädischer Kunststoffe**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr.med.dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Anne Pangratz

geboren am 29.12.1983 in Schönebeck/Elbe

Betreuer: Priv.-Doz. Dr. med. dent. habil. Arne F. Boeckler

Gutachter: 1. PD Dr. med. dent. habil. A. F. Boeckler

2. Prof. Dr. med. dent. H.-G. Schaller

3. Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Ing. J. Geis-Gerstorfer

eingereicht am: 04.12.2012

verteidigt am: 10.07.2013

**Meiner Familie**

## Referat

Um das Infektionsrisiko zwischen Patient, zahnärztlichem und zahntechnischem Personal zu minimieren, müssen dentale Materialien und Werkstücke, welche beim Patienten zur Anwendung kommen, desinfiziert werden. Die Desinfektionsfähigkeit der Materialien ist somit eine wichtige Voraussetzung.

Ziel der vorliegenden Studie war es zu untersuchen, ob die Desinfektion mit verschiedenen handelsüblichen Präparaten einen Einfluss auf ausgewählte werkstoffkundliche Parameter kieferorthopädischer Kunststoffe hat.

Getestet wurden zwei repräsentative kieferorthopädische Kunststoffe (Orthocryl und Forestacryl). Von beiden Kunststoffen wurden sowohl klare als auch eingefärbte Prüfkörper hergestellt. Als Desinfektionsmittel wurden drei praxiserprobte und im Dental Vademekum gelistete Präparate gewählt (Impresept, Stammopur DR und D 050 Instru-Gen). Die klinisch bedeutsamen werkstoffkundlichen Eigenschaften (Makro/Mikrohärte, Biegeeigenschaften, Oberflächenrauigkeit und Farbstabilität) wurden vor und nach Desinfektion beurteilt. Zur statistischen Auswertung wurde der t-Test und die einfaktorielle Varianzanalyse herangezogen (Signifikanzniveau 5%).

Die Auswertung der Ergebnisse zeigte, dass es bei den Parametern Mikrohärte, Makrohärte und Oberflächenrauigkeit zu einer nachweisbaren Veränderung der werkstoffkundlichen Eigenschaften der kieferorthopädischen Kunststoffe durch die getesteten Desinfektionsmittel kam. Da jeder Kunststoff unterschiedlich auf die Desinfektion reagierte, wäre eine produktspezifische Empfehlung hinsichtlich der Desinfektionsmittel von Seiten der Kunststoffhersteller wünschenswert.

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturüberblick</b>	<b>3</b>
2.1	Geschichte des PMMA	3
2.2	Zusammensetzung und Herstellungsverfahren von PMMA Kunststoffen	4
2.2.1	Entwicklung der kieferorthopädischen PMMA-Kunststoffe	5
2.2.2	Zusammensetzung der kieferorthopädischen Kunststoffe	6
2.2.3	Verarbeitung kieferorthopädischer Kunststoffe	7
2.3	Physikalisch-mechanische Eigenschaften	7
2.3.1	Makrohärte	8
2.3.2	Mikrohärte	10
2.3.3	Elastizitätsmodul und Biegespannung	11
2.3.4	Oberflächenrauigkeit	13
2.3.5	Farbverhalten	14
2.3.6	Wasseraufnahme	17
2.4	Desinfektion	18
2.4.1	Methoden der Desinfektion	20
2.4.2	Wirkungsweise chemischer Desinfektionsmethoden	24
2.4.3	Einfluss von Desinfektionsmitteln auf kieferorthopädische Kunststoffe	26
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>28</b>
3.1	Materialien	28
3.1.1	Kunststoffe und Desinfektionsmittel	28
3.1.2	Herstellung der Probekörper	29
3.1.3	Versuchsablauf	32
3.1.4	Festlegung der Prüfkörperanzahl	33
3.2	Versuchsdurchführung	34
3.2.1	Makrohärte	34
3.2.2	Mikrohärte	35
3.2.3	Biegespannung und Elastizitätsmodul	36
3.2.4	Oberflächenrauigkeit	38
3.2.5	Farbverhalten	39
3.3	Statistische Auswertung der Ergebnisse	41

<b>4</b>	<b>Untersuchungsergebnisse</b>	<b>42</b>
4.1	Werkstoffkundliche Untersuchungen	42
4.1.1	Makrohärte	42
4.1.2	Mikrohärte	44
4.1.3	Elastizitätsmodul und Biegespannung	46
4.1.4	Oberflächenrauigkeit	50
4.1.5	Farbversuch	51
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>53</b>
5.1	Material und Methodik	54
5.2	Diskussion der Ergebnisse und Vergleich mit der Literatur	58
5.2.1	Wasserlagerung	58
5.2.2	Makrohärte	58
5.2.3	Mikrohärte	60
5.2.4	Elastizitätsmodul und Biegespannung	61
5.2.5	Oberflächenrauigkeit	62
5.2.6	Farbverhalten	63
5.3	Klinische Relevanz der Ergebnisse	64
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>68</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>70</b>
<b>8</b>	<b>Thesen</b>	<b>78</b>

## 1 Einleitung

Eine Unterbrechung möglicher Infektionsketten muss sowohl in der allgemein Zahnärztlichen Praxis, als auch in der kieferorthopädischen Praxis erfolgen (Gutowski-Hesedenz und Sergl 1988). Um das Infektionsrisiko zwischen Patient, Zahnärztlichen und Zahntechnischen Mitarbeitern zu verringern, müssen alle kontaminierten Materialien, Werkstücke und Hilfsmittel bevor sie die Praxis bzw. das Dentallabor verlassen desinfiziert werden (Bundesgesundheitsblatt 1998). Das Dental Vademekum (2008/09) empfiehlt eine Vielzahl von Desinfektionsmittel, die durch ihre universelle Einsetzbarkeit praxistauglich sind. Allerdings ist kein speziell für herausnehmbaren Zahnersatz bzw. für kieferorthopädische Geräte angebotenes Desinfektionsmittel verzeichnet. Besonders in der Kieferorthopädie besteht oftmals die Notwendigkeit die Apparaturen durch den Zahnarzt oder Zahntechniker zu bearbeiten (Haunfelder und Horch 1999). Dazu gehören die oftmals notwendigen Korrekturen im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung. Da diese Werkstücke potentielle Überträger pathogener Mikroorganismen sein können und somit eine Gefahr für das zahntechnische Personal darstellen (Heeg und Setz 1994), ist eine Desinfektion unerlässlich. Desinfektionsmittel sollen einerseits wirksam gegen pathogene Keime sein, andererseits dürfen sie die werkstoffkundlichen Eigenschaften der Werkstücke nicht beeinflussen. Die Literaturrecherche bezüglich dieser Thematik lieferte zahlreiche Studien, die sich mit der Desinfektion von Abformmaterialien beschäftigen. Dabei spielten zum einen die möglichen mechanischen Veränderungen durch die Desinfektion eine zentrale Rolle (Bock und Fuhrmann (2008), Melilli et al. (2008), Kotsiomiti et al. (2008) usw.). Bei anderen Studien stand die hygienisch-mikrobiologische Untersuchung im Vordergrund (Egusa et al. 2008), Turhan et al. (2007), Giammanco et al. (2009) usw.). Demgegenüber fanden sich wenige Studien, die sich mit der Desinfektion von dentalen Kunststoffen befassten. Hier wurde größtenteils die Wirkung der Desinfektionsmittel auf verschiedene Mikroorganismen beleuchtet (Paranhos et al. (2009), da Silva et al. (2008), Lin et al. (1999) usw.) oder eventuelle Veränderungen mechanischer Eigenschaften von dentalen Kunststoffen durch die Desinfektion hinterfragt (Machado et al. (2009), Pavarina et al. (2003), Asad et al. (1993) usw.). Dabei

handelte es sich vorrangig um prothetische Kunststoffe. Eine Untersuchung zum Verhalten der werkstoffkundlichen Eigenschaften kieferorthopädischer Kunststoffe nach Desinfektion wurde nicht gefunden. Aufgrund dieser unsicheren Datenlage zu einem möglichen Einfluss von konventionellen Desinfektionsmitteln auf die werkstoffkundlichen Eigenschaften von kieferorthopädischen Kunststoffen, war es das Ziel der hier vorliegenden Arbeit, die Wirkung von drei handelsüblichen Desinfektionslösungen auf fünf werkstoffkundliche Parameter von zwei kieferorthopädischen Kaltpolymerisaten zu testen.

## 2 Literaturüberblick

### 2.1 Geschichte des PMMA

Bereits in den 30er Jahren des letzten Jahrhunderts wurden Methylmethacrylate in der Zahnmedizin eingesetzt. Dabei beruht das Prinzip der Herstellung von Kunststoffen auf der Synthese von Polymethylmethacrylat (PMMA) aus Methylmethacrylat (MMA) (Marxkors und Meiners 1988). Die praktische Verwendbarkeit der Werkstoffe war jedoch durch eine zu große Polymerisationsschrumpfung von bis 19,5% (Peroz 1990) eingeschränkt. Dieser Volumenschwund erklärt sich durch die Polymerisation der Methacrylsäuremethylestermoleküle zum Polymethylmethacrylat, wobei die Einzelmoleküle zu einem Fadenmolekül zusammengezogen werden und sich somit das Ausgangsvolumen verkleinert (Körper 1990). Da die Polymerisationsschrumpfung umso größer ist, je kleiner die polymerisierenden Anteile im Kunststoff sind (Bath et al. 1985), konnte durch die Zugabe von bereits vorpolymerisierten Kunststoffteilchen (PMMA) zum Monomer die Schrumpfung auf 7 Vol.-% verringert werden (Schmidt 1978, Körper 1987). Erstmals gelang dies im Jahr 1936 der Firma Heraeus Kulzer (Kulzer & Co. GmbH 1936) (Rose et al. 2000).

Anfangs handelte es sich bei den Kunststoffen ausschließlich um Heißpolymerisate (Stafford 1980). Die Polymerisation konnte nur unter hohen Temperaturen ablaufen. Dies erfolgte in einem ca. 100°C warmen Wasserbad. Zuvor musste durch Vermischen von Pulver und Flüssigkeit ein Teig hergestellt werden, der anschließend in eine Form gepresst wurde (Marxkors und Meiners 1988). Um die Schrumpfung des entstandenen Kunststoffes zu minimieren, war es notwendig, dass dieser mehrere Stunden auskühlte (Consani et al. 2002). Die zeitintensive Verarbeitung war ein wesentlicher Nachteil der Heißpolymerisate (Ottl et al. 1995). Erst durch das Beimischen von tertiären aromatischen Aminen konnte die chemische Reaktion auch bei niedrigeren Temperaturen ablaufen. Dabei wird der Polymerisationsvorgang durch die Bildung von Initiatorradikalen eingeleitet. Stabilisatoren verhinderten ein vorzeitiges Starten der Polymerisation während der Lagerung (Rose et al. 2000). Solche Kaltpolymerisate oder Autopolymerisate werden in einem bestimmten Mischungsverhältnis zu einer teigigen Konsistenz vermennt. Die



anschließende Polymerisation erfolgt im Wasserbad bei 35°C bis 45°C unter einem atmosphärischen Überdruck von 2,2 bis 2,4 bar für 15 bis 25 Minuten. Die entwickelten Kaltpolymerisate haben die Vorteile des geringen Abriebs, eines hohen Elastizitätsmodul und einer geringen Wasseraufnahme (Bath et al. 1985). Nicht zu vernachlässigen war die schnellere und leichtere Verarbeitung (Rossiwall et al. 1984). Durch Modifikationen am Initiator-Akzeleratorkomplex und an der Monomerphase entstanden Kunststoffe, die für die sogenannte Streutechnik eingesetzt werden konnten. Palapress (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) der Firma Kulzer war eines der ersten Produkte dieser Art (Dos Santos und Gurklis 1994). Durch weitere Entwicklungen entstanden die Photopolymerisate auf der Basis von Urethandimethylacrylat (UDMA) (Danesh et al. 2006) deren Polymerisation durch Licht einer bestimmten Wellenlänge gestartet wird (Ogle et al. 1986, Khan et al. 1987).

### **2.2 Zusammensetzung und Herstellungsverfahren von PMMA Kunststoffen**

Das Monomer ist der Methylester der Methacrylsäure (MMA) (Marxkors und Meiners 1988). Stabilisatoren verhindern ein vorzeitiges Polymerisieren durch Licht oder Erwärmung. Als Stabilisator wird häufig Hydrochinon verwendet. Daneben gibt es aber auch weitere Stabilisatoren, wie Hydrochinonmonomethylether oder sterisch gehinderte Phenole (Janda 2000). Der pulverförmige Anteil besteht aus dem bereits vorpolymerisierten PMMA, der in Form von Perlen oder Splittern mit einem Durchmesser von ca. 0,001-0,2mm vorliegt. Weitere Bestandteile des pulverförmigen Anteils sind Katalysatoren und Initiatoren, wie zum Beispiel das Dibenzoylperoxid. Weiterhin werden Farb- und Zusatzstoffe beigemischt. Auch kommen UV-Stabilisatoren zum Einsatz, um einer möglichen Verfärbung des Kunststoffes durch Lichteinwirkung entgegenzuwirken (Welker 1998). Zur Optimierung der Materialeigenschaften (Abrasionsstabilität, chemische Beständigkeit, Festigkeit, Oberflächenqualität u.v.m.) werden dem Kunststoff verschiedenartige organische und anorganische Füllstoffe beigefügt (Janda 2000). Der PMMA-Kunststoff entsteht durch das Vermischen der beiden Komponenten

Pulver/Flüssigkeit und anschließender Polymerisation. Während des Polymerisationsprozesses werden Moleküle mit niedrigem Molekulargewicht (Monomere) zu Molekülen mit hohem Molekulargewicht verknüpft (Polymere) (Craig 2006). Die Atomeinheiten im Polymer sind die gleichen wie im Monomer, nur die Anordnung in der chemischen Bindung ist eine andere.

Die Verarbeitung des PMMA kann anschließend in unterschiedlichen Verfahren erfolgen (siehe 2.2.3, S. 7).

### **2.2.1 Entwicklung der kieferorthopädischen PMMA-Kunststoffe**

Der Wunsch nach „geraden Zähnen“ besteht in der Geschichte der Menschheit schon seit langer Zeit. Bereits 400 v. Chr. beschreibt Hippokrates in seinem Werk „Corpus Hippocraticum“ Zahnfehlstellungen und Kieferanomalien. Anfangs beschränkte sich die kieferorthopädische Therapie auf die approximale Schmelzreduktion bei Zahnengstand (Galen 129-199 n. Chr.) oder auf das Entfernen von Zähnen bei Platzmangel (1619 Fabricius) (Harzer 1999). Im 19. Jahrhundert wurden dann erstmals Plattenapparaturen zur kieferorthopädischen Therapie eingesetzt. Zunächst wurde zur Herstellung der Basis Metall verwendet, später wurden sie aus vulkanisiertem Kautschuk angefertigt (Kahl-Nieke 1995). Die Herstellung kieferorthopädischer Geräte wurde durch die Entwicklung der PMMA-Kunststoffe im 20. Jahrhundert stark vereinfacht (Hellwig 1995).

Heutzutage werden in der Kieferorthopädie hauptsächlich Kaltpolymerisate verwendet (Kahl-Nieke 1995). Die PMMA-Kunststoffe werden zur Herstellung von kieferorthopädischen Plattenapparaturen, funktionskieferorthopädischen Geräten, Aufbissschienen und OP-Splints verwendet.

Die Basis der Platten besteht aus einem Kaltpolymerisat. Sie bedeckt den Gaumen oder die Lingualfläche im Unterkiefer und dient der Retention von Halteelementen, Labialbögen und Schrauben. Die Basis unterstützt die Übertragung von Kompression- und Expansionskräften auf Zähne und Alveolarfortsatz (Harzer 1999). Im Gegensatz zu den Plattenapparaturen haben funktionskieferorthopädische Geräte keine Klammern, sondern bewirken die Bewegung von Zähnen und Kieferbasen durch körpereigene Kräfte (Schopf

2009). Auch Trinkplatten, die bei der Primärversorgung von Neugeborenen mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten eingesetzt werden, bestehen aus kaltpolymerisierenden Acrylaten. Des Weiteren können die für die Dysgnathiechirurgie eingesetzten intermaxillären Splinte aus Kaltpolymerisaten hergestellt werden (Block und Hoffmann 1987). Auch Aufbissschienen, die oft bei Funktionsstörungen eingesetzt (Bradly 1987) bzw. zur Entkopplung der Okklusion bei der kieferorthopädischen Behandlung, werden aus Kaltpolymerisaten gefertigt.

### **2.2.2 Zusammensetzung der kieferorthopädischen Kunststoffe**

Die flüssige Komponente der kieferorthopädischen Kunststoffe besteht aus ca. 92% Methylmethacrylat, ca. 7% Vernetzermomomer, 0,01% Farbstoffen und zu ca. 0,5 bis 1% aus der Initiator Komponente. Das Pulver ist aus etwa 98% Polymethylmethacrylat zusammengesetzt. Hinzukommen 0,01% Pigmente und ca. 0,5% bis 1% einer weiteren Initiator Komponente. Das Initiatorsystem besteht aus Peroxid (Dibenzoylperoxid), das im Pulver enthalten ist und aus in der Flüssigkeit enthaltendes Amin (N,N-Dimethyl-p-toluidin) (Janda 1996, Janda 1997). Das Amin fungiert hier als Aktivator, welches durch die Verbindung mit dem Peroxid zu einem Salz die Abspaltung eines freien Radikals ermöglicht. Letzteres initiiert die Polymerisation (Darvell 2006). Die Polymerisation beginnt mit Vermischen von Pulver und Flüssigkeit. Im Vergleich zu den Heißpolymerisaten ist die Verarbeitungszeit dementsprechend kürzer (Marxkors und Meiners 1988). Sollen kieferorthopädische Kunststoffe eingefärbt werden, geschieht dies entweder über das Pulver oder über die Flüssigkeit. Das Pulver wird eingefärbt, indem gefärbtes und ungefärbtes Perlpolymerisat gemischt werden. Allerdings werden die in der Kieferorthopädie verarbeiteten Kaltpolymerisate zur Herstellung von kieferorthopädischen Apparaturen größtenteils über die Flüssigkeit eingefärbt und lassen eine Vielzahl von Farbvariationen zu. Neben den klassischen Farben wie z.B. grün, gelb, blau und rot sind neuerdings auch Neonfarben erhältlich. Die Farbkonzentrate bestehen dabei aus organischen Inhaltsstoffen (Eichner 1988). In Studien

konnte nachgewiesen werden, dass eingefärbte kieferorthopädische Kunststoffe biokompatibel sind (Schendel et al. 1995).

### **2.2.3 Verarbeitung kieferorthopädischer Kunststoffe**

Bei der Verarbeitung wird das Streuverfahren vom Anteigverfahren unterschieden (Rossiwall et al. 1984).

Beim Streu - bzw. Sprühverfahren werden das Pulver und die Flüssigkeit im Wechsel auf das zuvor isolierte Modell direkt aufgebracht. Dosierflaschen für Pulver und Flüssigkeit erleichtern die Arbeit. Die Gefahr des Verrutschens von Halte- und Regulierungselemente, die zuvor auf dem Modell mit Wachs fixiert wurden, wird bei dieser Methode minimiert. Zu Fehlern kann es bei einer Monomerunterdosierung kommen. Dabei bleiben unverkettete Polymerpulverteilchen zurück, die zu einer Eintrübung (Weißfärbung) des Kunststoffes führen können (Welker 1998).

Beim Anteigverfahren oder der Modellieretechnik wird zunächst ein Kunststoffteig aus den beiden Komponenten hergestellt. Dieser wird dann auf das zuvor isolierte Modell aufgebracht (Welker 1996).

Bei beiden Verarbeitungsmethoden findet die Polymerisation im Drucktopf (2-4bar) in 40-55 °C warmen Wasser für 10-30 Minuten statt.

Die Herstellung kieferorthopädischer Geräte aus Heißpolymerisaten wurde ebenfalls diskutiert (Dos Santos et al. 2000). Aufgrund der aufwendigen Verarbeitung (Marxkors und Meiners 1988), konnten sich die Heißpolymerisate allerdings nicht durchsetzen (Dos Santos und Gurklis 1995).

## **2.3 Physikalisch-mechanische Eigenschaften**

Da PMMA-Kunststoffe in der Mundhöhle ständig mechanischen Beanspruchungen ausgesetzt sind, müssen sie bestimmten Mindestanforderungen gerecht werden. Diese Anforderungen sind in DIN-Normen oder ISO-Standards festgelegt (Franz 1994). Die Prothesenkunststoffe müssen laut DIN EN ISO 20795-1:2009-02 und kieferorthopädische Kunststoffe laut DIN EN ISO 20795-2:2008-07 hinsichtlich ihrer Stopfbarkeit,

Oberflächenbeschaffenheit, Polierbarkeit, Farbsicherheit, Porositätenfreiheit, Wasseraufnahme, Biegefestigkeit und Durchbiegung überprüft werden (Franz 1994). Durch die Normierung, weiß der Anwender im Vorfeld, welche Erwartungen er an das jeweilige Produkt stellen kann. Die Materialien können zudem untereinander verglichen werden (Sernetz 2005). Kieferorthopädische Kunststoffe müssen so konzipiert sein, dass sie einerseits ihrer kieferorthopädischen Funktion gerecht werden und andererseits durch den Zahnarzt bzw. Techniker leicht und schnell bearbeitbar sind (Haunfelder und Horch 1999). Auch sie unterliegen in der Mundhöhle Veränderungsprozessen, welche die physikalisch-mechanischen Eigenschaften beeinflussen können.

Um Kontaminationsketten zu unterbrechen, ist es unumgänglich die aus PMMA gefertigten Werkstücke beim Verlassen der Praxis oder des Labors zu desinfizieren. Die werkstoffkundlichen Eigenschaften der Kunststoffe dürfen dadurch allerdings nicht beeinträchtigt werden (Neppelenbroek et al. 2005). In vorangegangenen Studien, konnte bei PMMA- Kunststoffen nachgewiesen werden, dass die Härte (Asad et al. 1993, Polyzois et al. 1995), die Farbstabilität (Ma et al. 1997) und die Biegeeigenschaften (Asad et al. 1992) durch die Desinfektion mit Glutaraldehyden, Hypochlorid, Chlorhexidin und auf Alkohol- bzw. Phenolbasierenden Desinfektionsmitteln beeinflusst wurden.

### **2.3.1 Makrohärte**

Die Härte eines Körpers ist definiert als Widerstand eines Prüfkörpers gegen das Eindringen eines härteren Stoffes (Doerner und Nix 1986). Die Härtemessung ist im Gegensatz zu anderen Prüfverfahren einfach zu realisieren und liefert Aussagen zu Oberflächen- und Volumenstrukturen, sowie zu herstellungsbedingten Werkstoffveränderungen. Daher gehört sie zu den oft verwendeten Prüfmöglichkeiten. PMMA-Kunststoffe besitzen ein viskoelastisches Deformationsverhalten. Der elastische Anteil des Kunststoffes geht direkt nach Ende der Belastung wieder in seinen Ursprungszustand zurück. Der linear-viskoelastische Anteil geht schrittweise in Abhängigkeit mit der Zeit zurück. Man unterscheidet bei der Messung der Makrohärte zwischen der Belastungsart, der Belastungsgröße und dem Eindringkörper (Grellmann

und Seidler 2005). Im Fall der Kugeldruckhärte handelt es sich um ein statisches Verfahren, bei dem die Eindringtiefe einer Stahlkugel in den Prüfkörper gemessen wird (Stümke 2005). Der Eindringbereich ist für unterschiedliche Probekörper immer gleich und liegt bei 0,15-0,35mm. Der Härtewert wird unter Beanspruchung bestimmt, sodass alle Deformationsanteile, nämlich elastische, viskoelastische und plastische Deformationen des zu prüfenden Werkstoffes beachtet werden. Durch den Kugeldruckversuch entsteht ein relativ großer Prüfeindruck, sodass dieses Verfahren auch bei inhomogenen und anisotropen Kunststoffen Verwendung findet (Grellmann und Seidler 2005) Die Härte des Prüfkörpers (Brinell-Härte:HB) wird berechnet, indem die Prüfkraft (F) durch die Oberfläche (A) des Eindrucks geteilt wird. Die Oberfläche entspricht dabei dem Kugelabschnitt vom Durchmesser (D) des Eindrucks (Franz 1994). Für den Prüfversuch ist es erforderlich, verschiedene Laststufen zu wählen (Grellmann und Seidler 2005). Mit Hilfe der Makrohärteprüfung können Rückschlüsse auf die Gesamtfestigkeit des Materials gezogen werden.

Welker (1996) bemerkte in seiner Beschreibung über Prothesenkunststoffe, dass die mit der Streumethode hergestellten Kunststoffe eine weniger homogene Struktur als andere Prothesenkunststoffe aufweisen und demzufolge niedrigere Festigkeitswerte besitzen. Dennoch muss der kieferorthopädische Kunststoff eine ausreichende Gesamtfestigkeit aufweisen. Da die kieferorthopädische Geräte hauptsächlich bei Kindern und Jugendlichen Patienten eingesetzt werden, ist die Gefahr einer Beschädigung durch unsachgemäße Handhabung erhöht. Stafford et al. (1983) beschrieben in ihrer Übersicht zu den Eigenschaften ausgesuchter kieferorthopädischer Kunststoffe, dass in einer Untersuchung im Zeitraum von 1978 bis 1979 von 220000 herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen 45000 repariert werden mussten, weil sie vom Patienten beschädigt wurden. In der Literatur konnte keine Studien gefunden werden, die sich mit der Makrohärte von kieferorthopädischen Kunststoffen beschäftigten.

### 2.3.2 Mikrohärte

Um die Aussagen des Kugeldruckversuches zu erweitern, wurde die registrierende Härtemessung herangezogen. Sie gibt Informationen zu den einzelnen Deformationsanteilen eines Prüfkörpers. Bei diesem Verfahren wird der Eindringvorgang registriert. Die Auswertung der Belastungs- und Entlastungskurven geben Aussagen über das viskoelastische-plastische Verhalten der Prüfkörper (Grellmann und Seidler 2005). Unter klinischem Gesichtspunkt ist besonders die Abrasionsfestigkeit eines Kunststoffes wichtig. Diese wird von der Härte des PMMA-Kunststoffes bestimmt (Ferracane 1984). Als Eindringkörper kommen vierseitige Pyramiden (Vickers, Knoop), dreiseitige Pyramiden (Berkovich) oder Würfelecken zur Anwendung. In dieser Untersuchung wurde die Martenshärte zur Bestimmung der Mikrohärte herangezogen. Sie wird bei einer festgelegten Prüfkraft ( $F$ ) bestimmt und wird aus dem Quotienten von  $F$  durch die Eindringtiefe ( $h$ ) des Eindringkörpers (hier Vickers-Diamantpyramide) ermittelt (Grellmann und Seidler 2005).

Danesh et al. (2005) untersuchten in ihrer Studie die Mikrohärte von lichthärtenden Kunststoffen im Vergleich zur Oberflächenhärte von Kaltpolymerisaten. Die Untersuchungsergebnisse zeigten, dass sich das kieferorthopädische Kaltpolymerisat im Vergleich zu den beiden anderen getesteten Kaltpolymerisaten und auch in Relation zu den lichthärtenden Kunststoffen im unteren Feld befand. So erreichte mit einer Vickers-Härte (HV) von 39,3 ein lichthärtender Kunststoff den größten Wert. Allerdings war auch die niedrigste Oberflächenhärte bei einem lichthärtenden Kunststoff zu finden (11,0 HV). Der kieferorthopädische Kunststoff hatte eine VH von 14,2. Wie bereits eingangs erwähnt, hängt die Abrasionsfestigkeit direkt von der Härte des Kunststoffes ab. Die Abrasionsfestigkeit nimmt mit der Menge des Füllstoffanteils und der Füllstoffdichte zu, bei gleichzeitiger Reduktion der Füllerpartikel (Ottl et al. 1995). Zusätzlich wirkt der größere Monomergehalt der Kaltpolymerisate im Gegensatz zu Heißpolymerisaten als Weichmacher. Dieser Effekt reduziert die Oberflächenhärte des PMMA-Kunststoffes (Casey et al. 2003)

In einer Studie von Azevedo et al. (2006) wurden zwei harte, autopolymerisierende Unterfütterungskunststoffe und ein Heißpolymerisat hinsichtlich ihrer mechanischen Veränderungen nach Lagerung in zwei unterschiedlichen Desinfektionsmitteln getestet (1% Natriumhypochlorid, 4% Chlorhexidin). Die Messung der Vickers Härte erfolgte nach zweimaliger Desinfektion und nach siebentägiger Lagerung in den Desinfektionsmitteln. Vor der Lagerung der Proben in den jeweiligen Desinfektionslösungen wurden alle Prüfkörper für eine Minute mit CHX (4%) gereinigt. Anschließend wurden die Proben zweimal für 10 Minuten mit Natriumhypochlorid bzw. Chlorhexidin desinfiziert. In einem zweiten Versuchsaufbau lagerten die Proben für sieben Tage in den jeweiligen Desinfektionsmitteln. Nur einer der Unterfütterungskunststoffe zeigte eine geringe, aber signifikante Steigerung der Mikrohärtigkeit nach siebentägiger Lagerung in den Desinfektionslösungen. Bei den anderen Kunststoffen konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden.

In einer Untersuchung von Neppelenbroek et al. (2005) wurde die Vickershärte zweier Heißpolymerisate nach Desinfektion mit unterschiedlichen Mitteln und unterschiedlich langen Desinfektionszeiten ermittelt. Aus den Kunststoffen wurden 42 Prüfkörper mit den Maßen 13mm x 8mm hergestellt und anschließend für 48 Stunden in 37°C warmen Wasser gelagert. Nach diesem Arbeitsschritt wurden jeweils alle Prüfkörper eine Minute mit Chlorhexidin (4%) behandelt und dann für 10 Minuten entweder mit Natriumhypochlorid (1%), Chlorhexidin (4%) oder Natriumperborat (3,78%) desinfiziert. Es wurde viermal für jeweils 10 Minuten desinfiziert. Im Anschluss daran wurden die Prüfkörper bei 37°C für 15, 30, 60, 90 und 120 Tage im Wasser aufbewahrt. Zwischen den Zeitintervallen wurde die Mikrohärtigkeit getestet. Es konnte initial eine geringe, aber signifikante Abnahme der Härte beobachtet werden. Nach 15-tägiger Wasserlagerung war dieser Effekt wieder rückläufig.

### **2.3.3 Elastizitätsmodul und Biegespannung**

Die Biegebeanspruchung gehört zu den in der Praxis am häufigsten auftretenden Beanspruchungsarten (Grellmann und Seidler 2005). Die



Ermittlung von Biegefestigkeit und E-Modul ist für die Beurteilung des Werkstoffverhaltens eines Stoffes entscheidend. Für Kunststoffe ist der Drei-Punkt-Biegeversuch praktikabel, da er mittels vergleichsweise einfachen Versuchsaufbaus aussagekräftige Ergebnisse liefert (Grellmann und Seidler 2005). Im Gegensatz zur Härtemessung, bei der die Festigkeit eines Prüfkörpers an der Oberfläche bestimmt wird, kann bei der Untersuchung der Druck- und Zugfestigkeit der ganze Prüfkörper einer Belastung ausgesetzt werden. Bei der Ermittlung der Biegefestigkeit wird die Probe sowohl auf Zug, als auch auf Druck beansprucht (Eichner 1988). Als Biegefestigkeit bezeichnet man die maximale Biegespannung eines Probekörpers während eines Biegeversuchs (Grellmann und Seidler 2005). Der Prüfkörper wird hierfür auf zwei Auflagern positioniert und senkrecht mit einer Kraft belastet. Je stärker die angewendete Kraft ist, desto mehr biegt sich der zu prüfende PMMA-Kunststoff durch. Die Probe bricht, wenn die Kraft zu groß ist. Die Bruchfestigkeit wird durch die Festigkeit des Kunststoffes bestimmt. Füllstoffzusätze im PMMA erhöhen demnach nur den Elastizitätsmodul (E-Modul), nicht aber die Biegefestigkeit (Eichner 1988). Der E-Modul kann durch die Messung der Durchbiegung im elastischen Verformungsbereich bestimmt werden (Körber und Ludwig 1993). Er beschreibt den Widerstand, den ein Werkstoff seiner elastischen Verformung entgegensetzt (Franz 1994). Er hat die Einheit einer Spannung und ist ein Maß für die Steifigkeit eines Probekörpers (Finger 2000). Je höher der E-Modul, desto höher ist auch die Biegefestigkeit eines Werkstoffes und desto geringer ist dessen Dehnbarkeit. Je kleiner wiederum der E-Modul ist, desto höher ist die Elastizität des Materials (Schneider und Kott 1997).

Der ISO-Standard (DIN EN ISO 20795-1:2009-02; 20795-2:2008-07) sagt aus, dass die Durchbiegung einer genormten PMMA-Probe bei einer Belastung von 15-35N 1-2,5mm betragen darf und bei einer Belastung von 15-50N im Bereich von 2-5mm liegen darf. Zum Bruch des Prüfkörpers sollte es erst bei einer Belastung über 55N kommen. Im Messergebnis können die einzelnen Deformationsanteile beobachtet werden, dazu gehören die linear-viskoelastischen, linear-elastisch, nicht linear-viskoelastischen und plastischen Verformungsanteile. Diese sind zeit- und lastabhängig. Um die Ergebnisse auswerten zu können, ist die Beachtung der Prüftemperatur, die Belastungszeit

während des Versuchs und die genauen Abmaße der Prüfkörper entscheidend (Schwickerath 1961). Die bereits beschriebene Studie von Danesh et al. (2006) untersuchte bei den bereits erwähnten PMMA und UDMA-Kunststoffen deren mechanische Eigenschaften, wie Biegefestigkeit, E-Modul, Polymerisationsschrumpfung und Wasseraufnahme. Das Kaltpolymerisat erreichte im Drei-Punkt-Biegeversuch eine durchschnittliche Biegefestigkeit von 77MPa, andere getestete PMMA Kunststoffe lagen darunter. Der E-Modul des Kaltpolymerisates hatte mit 1,4GPa den zweitniedrigsten Wert im Vergleich mit den anderen untersuchten Kunststoffen. Durch vorausgegangene Studien konnte nachgewiesen werden, dass einige Desinfektionsmittel Einfluss auf Biegefestigkeit und Struktur von dentalen Kunststoffen haben können (Robinson et al. 1987). In einer Untersuchung von Pavarina et al. (2003) wurden zwei Heißpolymerisate hinsichtlich ihrer Biegefestigkeit vor und nach Desinfektion mit Chlorhexidin, Natriumhypochlorid oder Natriumperborat untersucht. Die Proben wurden jeweils zweimal für zehn Minuten desinfiziert und anschließend im Drei-Punkt-Biegeversuch getestet. Es konnten keine signifikanten Veränderungen der Kunststoffe nach der Desinfektion festgestellt werden. Rossiwall et al. (1984) bewerteten kieferorthopädische Kaltpolymerisate hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften und verglichen diese mit den DIN-Standards. Es konnte eine ausreichende Festigkeit für PMMA-Kunststoffe festgestellt werden.

### **2.3.4 Oberflächenrauigkeit**

Die Qualität einer Oberfläche ist abhängig von der Form und Größe ihrer mikrogeometrischen Differenzen im Vergleich zu einer ideal glatten Fläche (Marxkors 1993). Die Oberflächenqualität von Kunststoffen ist vom Polymerisations- und Verarbeitungsverfahren abhängig (Sofou et al. 2001). Die anschließende Ausarbeitung und Politur trägt maßgebend zur Qualität bei. Eine mechanische Glättung, wie sie beim Schleifen oder Polieren erfolgt, trägt die Oberflächengröße auf der Werkstoffoberfläche ab. Das zum Schleifen benutzte Material muss härter als der zu bearbeitende Werkstoff sein. Eine Glättung des zu bearbeitenden Werkstoffes kann nur erfolgen, indem die Riefentiefe

schrittweise verkleinert wird. Praktisch erreicht man dieses Ziel mit aufeinanderfolgenden Schleifvorgängen mit schrittweise feinkörniger werdenden Schleifmaterial. Die Oberfläche eines Werkstückes ist umso glatter, je kleiner die Rauhtiefe ist und umso größer der Riefenabstand ist. Die endgültige Rauhtiefe steht in direkter Abhängigkeit der zuletzt verwendeten Korngröße des Schleifmaterials. Ab einer Rauhtiefe von  $0,25\mu\text{m}$  und darunter spricht man von Hochglanz, da dieser Wert unter der Wellenlänge des sichtbaren Lichts ( $0,4\text{-}0,7\mu\text{m}$ ) liegt und somit für das menschliche Auge von einer ideal glatten Fläche nicht mehr zu unterscheiden ist. Die Adhäsion von Mikroorganismen wird durch eine raue Oberfläche begünstigt (Corsalini et al. 2009). Eine glatte Kunststoffoberfläche gewährleistet somit eine geringere Plaqueakkumulation und trägt demnach zur Mundgesundheit bei (Zissis et al. 2000). In der bereits oben erwähnten Studie von Azevedo et al. (2006) wurde auch die Oberflächenrauigkeit von PMMA-Kunststoffen nach Desinfektion auf mögliche Veränderung untersucht. Es konnten nach der Desinfektion keine Veränderungen der Oberflächenrauigkeit festgestellt werden (Azevedo 2006). Da Silva et al. (2008) untersuchten sechs verschiedene Desinfektionsmittel hinsichtlich ihres Einflusses auf die Oberflächenbeschaffenheit eines Autopolymerisats. Es wurden 60 Prüfkörper hergestellt und jeweils die Oberflächenrauigkeit vor und nach Desinfektion bestimmt. Desinfiziert wurde 10 Mal für jeweils 10 Minuten. Als Desinfektionsmittel wurde Natriumhypochlorid (1%), Chlorhexidin (2%), Glutaraldehyd (2%), Essig (100%), Natriumperborat (3,8%) und Prothesenreinigungs-Tabs auf Basis von Natriumperborat verwendet. Die Ergebnisse fielen unterschiedlich aus. So verursachte Natriumperborat eine Erhöhung der Oberflächenrauigkeit, Chlorhexidin dementsgegen eine Verringerung der Oberflächenrauigkeit.

### **2.3.5 Farbverhalten**

Da Prothesenkunststoffe verlorengangenes Gewebe ersetzen, sollten sie die Farbe des Zahnfleisches imitieren und diese Farbe auch möglichst lange beibehalten (Franz 1994). In der Kieferorthopädie hingegen wird versucht mit

der Farbe des Kunststoffes einer herausnehmbaren Apparatur die Kooperation von Kindern und jugendlichen Patienten zu erhöhen (Braun 2009). Durch ein bewusstes Miteinbeziehen der Patienten in die Farbauswahl ihrer Zahnsperre soll die Motivation zum Tragen der Apparate verstärkt werden. In der kieferorthopädischen Technik gibt es daher eine fast unbegrenzte Auswahl an Farben, Glitter und Einlegebildchen. In der Dissertation von Korn (2005) zum Thema „Wahrnehmung der kieferorthopädischen Behandlung durch den jugendlichen Patienten“ berichteten 230 Jugendliche über ihre kieferorthopädische Behandlung. Mittels Fragebogen wurde untersucht was den Patienten an der Behandlung gefallen oder missfallen hat. Dabei hat den weiblichen Patienten die Farbauswahl (11% bezogen auf den gesamten Fragebogen) der herausnehmbaren Apparaturen besonders gut gefallen. Ein weiterer klinisch entscheidender Vorteil der Einfärbung von kieferorthopädischen PMMA-Kunststoffen ist, dass eine kräftige Farbe die Führungsflächen von Schleifkontakten mit den Zähnen beispielsweise im Aktivator deutlich macht. Diese Flächen stellen sich dann hochglänzend dar. Ein ökonomischer Vorteil der Einfärbung ist in der sparsameren Dosierung der Kunststoffe zu sehen. Während des Streuvorgangs kann die Sättigung des Pulvers durch das Eindringen der eingefärbten Flüssigkeit genau verfolgt werden (Eichner 1988).

Um die gewünschte Farbe zu erzielen, kommen Pigmente und Farbstoffe zum Einsatz. Pigmente sind organische oder anorganische Teilchen mit einer Korngröße zwischen  $0,01\mu\text{m}$  und  $1\mu\text{m}$ . Während Pigmente gleichmäßig in der pulverförmigen Kunststoffmatrix verteilt werden, werden Farbstoffe über das flüssige Monomer zugesetzt. Die Farbe sollte über Jahre stabil bleiben und unlöslich gegenüber Wasser, Säuren, Basen oder Lösungsmitteln sein. Zu den klinisch am häufigsten verwendeten Pigmenten gehören Eisenoxid-Pigmente, Titandioxid und Aluminiumoxid (Janda 2000). Auch Desinfektionsmittel sollten gewährleisten, dass die Materialien nach der Desinfektion ihre Farbe nicht verändern.

Um eine mögliche Farbveränderung der Prüfkörper nach der Desinfektion zu ermitteln wurde der Farbabstand ( $\Delta E = \Delta E$ ) berechnet. Hellerich et al. (2004) gibt eine sehr genaue Einteilung des Farbabstandes an (Tab. 1). Dahingegen

liegt die Wahrnehmbarkeit von Farbunterschieden nach Gierling (2006) und Gall (2009) erst bei einem  $\Delta E$  zwischen 2 und 3 (Tab. 2 und 3).

**Tab. 1:** Wahrnehmbarkeit von Farbabständen nach Hellerich et al. (2004)

Farbabstand $\Delta E$	Wahrnehmbarkeit
bis 0,2	Nicht wahrnehmbar
0,2 bis 0,5	Sehr gering
0,5 bis 1,5	gering
1,5 bis 3,0	deutlich
3,0 bis 6,0	stark

**Tab. 2:** Wahrnehmbarkeit von Farbabständen nach Gierling (2006)

Farbabstand $\Delta E$	Wahrnehmbarkeit
bis 1	für den geübten Fachmann wahrnehmbar
< 2,5	für Laien gleich
$\geq 2,5$	für Laien wahrnehmbar
6 bis 7	nicht tolerierbar
> 10	zu groß, nicht mehr tolerierbar

**Tab. 3:** Wahrnehmbarkeit von Farbabständen nach Gall (2009)

Farbabstand $\Delta E$	Wahrnehmbarkeit
< 1	nicht wahrnehmbar
1 bis 2	sehr gering, fast nicht sichtbar
2 bis 3	sehr gering, bedingt sichtbar
3 bis 5	wahrnehmbar
5 bis 10	deutlich
> 10	zu stark

In einer Studie von Ma et al. (1997) wurden drei PMMA-Kaltpolymerisate, ein Heißpolymerisat und ein lichthärtender Kunststoff hinsichtlich ihrer Farbstabilität nach 10 Minuten, 30 Minuten, 24 Stunden und sieben Tagen in unterschiedlichen Desinfektionsbädern getestet. Mittels Kalorimetermessung konnten keine signifikanten Farbdifferenzen festgestellt werden. In einer Veröffentlichung von Janda (2000) wurde einem PMMA-Kunststoff eine ausgezeichnete Farbstabilität bestätigt. 2008 veröffentlichten Dürr et al. eine

Studie über das Farbverhalten von Kunststoffen vor und nach Desinfektion. Untersucht wurde ein Heiß- und ein Kaltpolymerisat in klar und rosa. Aus diesen Produkten wurden anschließend Prüfkörper (n=378) mit den Maßen 20x20x3mm hergestellt. Bezogen auf die Herstellerangaben wurden die Kunststoffplättchen für 10 Minuten im Tauchbad desinfiziert und anschließend mittels Spektrophotometer vermessen. Als Maß für den Farbabstand zwischen der Referenzreihe (ohne Desinfektion) und der Prüfreihe (mit Desinfektion) wurde ( $\Delta E$ ) ermittelt. Die Ergebnisse zeigten keine mit dem Auge wahrnehmbaren Farbunterschiede nach der Desinfektion. Bis auf drei Prüfkörper des Heißpolymerisats war  $\Delta E$  kleiner als 1. Dieser Unterschied kann optisch nur gering oder gar nicht wahrgenommen werden.

### 2.3.6 Wasseraufnahme

Die Struktur von Monomeren und Polymeren, sowie deren Vernetzungsgrad bestimmen die Wasseraufnahme und Löslichkeit (Janda 1996). Da eine Wasseraufnahme mit einer Volumenzunahme einhergeht, sollten PMMA-Kunststoffe kein Wasser aufnehmen. Durch eine Wasseraufnahme kann es zu einer Volumenänderung kommen, die dann zu Passungsschwierigkeiten führen kann. Dennoch kann nicht vermieden werden, dass Acrylate in geringem Umfang Wasser aufnehmen. Im Umkehrschluss kommt es zu einer Kontraktion bei Austrocknung (Marxkors und Meiners 2008). Die meisten in der Zahnmedizin verwendeten PMMA-Kunststoffe befinden sich kontinuierlich im feuchten, oralen Milieu. Dabei nehmen die einzelnen Kunststoffe auch unterschiedlich viel Wasser auf. In einer Studie von 1988 wurden Photopolymerisate (UDMA), Kaltpolymerisate (PMMA) und Heißpolymerisate (PMMA) hinsichtlich ihrer Wasseraufnahme getestet. Das Photopolymerisat nahm mit 2,72Vol.-% am meisten Wasser auf. Das Heißpolymerisat nahm 2,14Vol.-% Wasser auf und das Kaltpolymerisat nahm mit 2,12Vol.-% die geringste Wassermenge auf (Al-Mulla et al. 1988). In der Untersuchung von Szabo et al. (1994) war die Wasseraufnahme der Heißpolymerisate niedriger als die der getesteten Autopolymerisate. Moiseenko untersuchte in ihrer Dissertation von 2007 verschiedene licht- und autopolymerisierende Kunststoffe

hinsichtlich ihrer Wasseraufnahme. Diese entsprachen der ISO-Norm. Ottl et al. (1995) ermittelten für PMMA-Kunststoffe eine Wasseraufnahme von  $16,2\mu\text{g}/\text{mm}^3$  nach 7-tägiger Wasserlagerung. Andere Studien fanden heraus, dass der größte Teil der Wasseraufnahme (1,2-1,6 Gew.%) nach vier bis 14 Tagen Wasserlagerung abgeschlossen ist, wobei noch nach 200 Tagen in Wasserlagerung geringe Mengen aufgenommen werden können (Janke 1957, Schwickerath 1980, Pfeiffer 2004).

Durch die Wasseraufnahme kann es zur Änderung der mechanischen Eigenschaften kommen. So nehmen zum einen der E-Modul und die Biegefestigkeit ab, zum anderen werden die werkstoffkundlichen Parameter, wie Biegewinkel und Schlagzähigkeit erhöht. (Finger 1975). Fraglich ist, ob auch eine Pigmentzugabe zum PMMA eine ungleichmäßige Feuchtigkeitsaufnahme verursacht und so zu veränderten mechanischen Eigenschaften führen kann (Braden 1962). Dass sich die Biegefestigkeit bei erhöhter Wasseraufnahme verringern kann, zeigten Takahashi et al. (1998) in ihrer Untersuchung. Sie testeten vier prothetische Unterfütterungskunststoffe vor und nach Lagerung in Wasser (24 Stunden/30 Tage) und stellten bei allen Kunststoffen eine Verminderung der Biegefestigkeit fest. Als Ursache dafür wurde der Weichmachereffekt genannt, den die aufgenommenen Wassermoleküle auf die Kunststoffe hatten. Der gleiche Effekt wurde auch von Ferracane (2005) beschrieben.

Kieferorthopädische Apparaturen sind im Gegensatz zu prothetischen Werkstücken nicht ständig in der Mundhöhle. Oftmals brauchen sie nur nachts, bzw. eingeschränkt am Tag getragen werden (Kahl-Nieke 1995). Während der Tragepausen trocknet der Kunststoff. Somit wird die mögliche maximale Wasseraufnahme, die wie in den oben genannten Studien beschrieben erst nach vier Tagen eintreten soll, nicht erreicht.

### **2.4 Desinfektion**

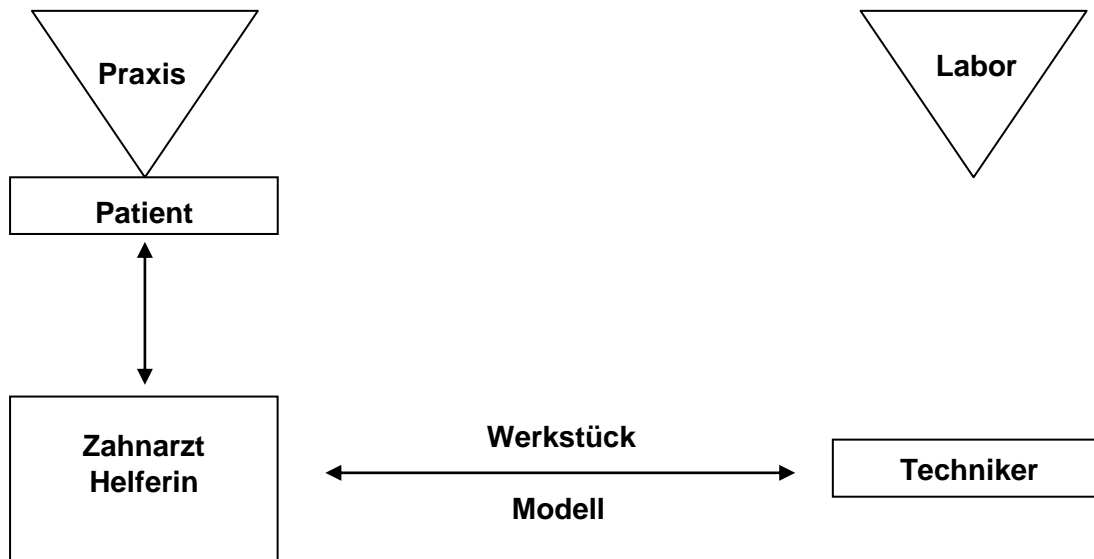
Bei Zahnarzt, Helfer, Patient und Techniker besteht ständig die Gefahr der Kontamination mit pathogenen oder fakultativ pathogenen Mikroorganismen. Die möglichen Infektionswege sind in Abb. 1 (S.20) dargestellt. Gerade das

Infektionsrisiko des Zahntechnikers kann derzeit nicht eindeutig abgeschätzt werden (Sofou et al. 2002). So konnte nachgewiesen werden, dass für Zahntechniker und Mitarbeiter in zahntechnischen Laboratorien eine größere Gefahr besteht, sich mit Hepatitis B zu infizieren als für die Normalbevölkerung (Runnels 1988). Daher stellt die Desinfektion einen elementaren Bestandteil zur Unterbrechung von Kontaminationsketten dar (Engelhardt 1967, Biffar und Bitschnau 1991). Desinfektion ist laut dem Deutschen Arzneibuch (2009) definiert als: „Totes oder lebendes Material in einen Zustand versetzen, dass es nicht mehr infizieren kann“. Die Desinfektion sollte durch die irreversible Inaktivierung der Mikroorganismen erfolgen. Der Funktionszustand der Mikroorganismen ist dabei unabhängig. Das bedeutet für das Desinfektionsmittel, dass eine bakteriostatische Wirkung nicht ausreicht, vielmehr muss eine quantitative Keimreduktion erfolgen. Der Reduktionsfaktor soll bei 99,9% liegen (Schwenzer und Ehrenfeld 2000). Dagegen beinhaltet die Sterilisation die Abtötung aller Mikroorganismen, also auch die Abtötung der Bakteriensporen. Alle chirurgischen, endodontischen und parodontologischen Instrumente, die das innere oder äußere Integument durchdringen, müssen sterilisiert werden. Alle anderen nicht-chirurgischen Maßnahmen und Instrumente müssen desinfiziert werden. Dies kann entweder chemisch oder thermisch erfolgen (Wichelhaus et al. 2006).

Die Kommission für Krankenhaushygiene und Infektionsprävention am Robert Koch-Institut schreibt zur Verringerung des Infektionsrisikos zwischen Zahnarztpraxis und Labor die Desinfektion aller Materialien und Werkstücke von der Praxis in das Labor und umgekehrt vor (Bundesgesundheitsblatt 1998). Borneff et al. (1989) stellten folgende Anforderungen an das Desinfektionsmittel:

- Keimreduktion nach der Richtlinie der DGHM
- keinen Einfluss auf die Oberflächenbeschaffenheit der Kunststoffe, Dimensionsveränderungen im materialtypischen Toleranzbereich
- universelle Anwendbarkeit
- praktikable Durchführbarkeit
- unproblematische Anwendung





**Abb. 1** Mögliche Übertragungswege zwischen Patient-Praxis-Labor  
(nach Borneff et al. 1989)

#### 2.4.1 Methoden der Desinfektion

Grundsätzlich unterscheidet man die physikalische von der chemischen Desinfektion. Die Wahl des Desinfektionsmittels und der Methode ist abhängig von toxikologischen Nebenwirkungen, vom zu desinfizierenden Material, der biologischen Abbaubarkeit, aber auch von wirtschaftlichen Faktoren. Eine Übersicht über die gängigen Desinfektionsmethoden und Desinfektionsmittel, gibt die Tabelle 1 (S. 21- 22).

**Tab. 4:** Übersicht Desinfektionsmethoden (Schwenzer und Ehrenfeld 2000)

Verfahren/ Wirkstoff- gruppe	Wirksamkeit gegen :		Haut- verträglich- keit	Material- verträglichkeit	Anwendungs- bereiche
	Bak- terien/ Pilze	Viren			
<b>Physikalisch</b>					
Heißwasser 80- 95°C	+	+	3)	gut- mäßig	Instrumente, Anästhesie- zubehör, Wäsche
Wasserdampf 100- 110°C	+	+	3)	gut- mäßig	Instrumente, Anästhesiezu- behör, infekt. Abfälle
UV- C- Strahlen	+	+	unverträgl.	2)	in Klinik und Praxis entbehrlich
<b>Chemisch</b>					
Alkohole	+	(+)	gut	mäßig 5)	Haut, Hände
Aldehyde	++	+	gering	mäßig 4)	Instrumente, Ab- formungen, Prothesen, Fläche
- Glyoxal	+	(+)			
Phenolderivate	+	(+)	mäßig	gering 6)	Haut, Hände
Tenside					
-Quats	(+)	(+)	gut	gut 4)	(Instrumente, Fläche, Hände)
-Chlorhexidin, Octenidin	(+)	(+)	gut	gut 4)	(Schleim)Haut
-Biguanide	(+)	(+)	gut	gut 4)	(Schleim)Haut, (Instrumente, Fläche)
Halogene					
-Chlor	++	+	schlecht	schlecht	Trink- ,Badewasser (Geräte, Flächen)
-Jodophore	+	(+)	gut	mäßig	(Schleim)Haut, Hände,
Perverbind-ungen	++	+	gering	unterschiedl.	Prothesen, Flächen, Geräte
Metallverbind- ungen	(+)	-	mäßig	gut	Anwendung nur in Sonderfällen

- + ... wirksam
- ++ ... unter bestimmten Bedingungen gegen Bakteriensporen wirksam
- (+) ... eingeschränkt wirksam
- ... nicht wirksam
- 1) ... Anwendungsbereiche in Klammern, wenn als Nebenwirkstoff möglich
- 2) ... Kriterium nicht anwendbar
- 3) ... kein Hautkontakt, Anwendung in geschlossenen Geräten
- 4) ... entsprechend Wasser (Metallkorrosion)
- 5) ... Versprödung von Kunststoffen
- 6) ... Verfärbung von Kunststoffen

### **Physikalische Desinfektionsmaßnahmen**

Die physikalischen Verfahren bewirken die Desinfektion durch Inaktivierung bei höheren Temperaturen oder durch Bestrahlung. Da die physikalischen Desinfektionsmaßnahmen nicht Bestandteil der Untersuchungen in dieser Arbeit sind, sollen sie nur kurz genannt werden.

#### a) Hitze

Durch hohe Temperaturen kommt es zur Denaturierung des Eiweißes und somit zum Abtöten der Mikroorganismen. Es wird zwischen trockener und feuchter Hitze unterschieden. Da PMMA-Kunststoffe keiner großen Hitze ausgesetzt werden dürfen, kann diese Methode der Desinfektion für Kunststoffe nicht angewendet werden.

#### b) Bestrahlung

Ultraviolettlicht ist eine kurzwellige elektromagnetische Strahlung. Sie ist im Bereich von 210- 310nm mikrobizid wirksam, wobei ihr Wirkungsmaximum bei 265nm liegt. UV-Strahlen wirken nur auf der Oberfläche der Materialien keimvermindernd, da sie sehr schnell von der Materie absorbiert werden (Steuer et al. 1998, Stellmacher 1974). Da die DNS ebenfalls ihre stärkste Absorption in diesem Wellenbereich hat, wird das genetische Material der

Mikroorganismen durch die UV- Strahlung zerstört. Es bestehen sowohl bei Viren als auch Bakterien unterschiedliche Empfindlichkeiten gegen UV-Strahlung. Ein weiteres Problem liegt in der Reaktivierung mit Reparatur der geschädigten DNS bei Viren und Bakterien, gerade wenn die Strahlung im Grenzbereich zum sichtbaren Licht (330-480nm) liegt. Daher muss die Desinfektion mit UV-Strahlung lange einwirken, um den Reparaturprozessen entgegen zu wirken (Fritsche 1990). Für die Desinfektion von kieferorthopädischen Werkstücken ist dieses Verfahren nicht relevant.

### **Chemische Desinfektionsmaßnahmen**

Es gibt eine Vielzahl von Desinfektionsmitteln für das zahnärztliche Instrumentarium, für Oberflächen und Geräte, aber kein eindeutig zuzuordnendes Desinfektionsmittel für Prothesen- bzw. kieferorthopädische Apparaturen. Vielmehr werden Universaldesinfektionsmittel angeboten, die neben vielen anderen Aufgaben auch zur Desinfektion von Kunststoffen eingesetzt werden können (Dentalvademekum 2008/09). Zur Desinfektion von Prothesen bzw. kieferorthopädischen Geräten eignen sich prinzipiell Präparate mit Sauerstoff abspaltenden Wirkstoffen, aber auch Präparate auf Aldehyd- oder Tensidbasis. Die Wirksamkeit der Desinfektionsmittel kann durch verschiedene Faktoren beeinträchtigt werden. So kann zum Beispiel eine Verunreinigung des zu desinfizierenden Gerätes mit Blut eine Beeinträchtigung der Wirkung von Desinfektionsmittel bewirken, die proteinfällende Wirkstoffe (Aldehyde) oder oxidierende Verbindungen (Oxidanzien, Halogene) enthalten (Stellmacher 1974). Hinzu kommen Probleme bei mechanischen Barrieren. So werden Hohlräume durch Lufteinschlüsse nur unzureichend gereinigt. Weiterhin gibt es auch Lücken im Wirkungsspektrum. Quartäre Ammoniumverbindungen sind unzureichend wirksam gegen Myobakterien und Pseudomonas Aeruginosa. Bei Phenolen und Alkoholen ist dagegen die Wirksamkeit gegen unbehüllte Viren eingeschränkt. Nicht zu vergessen ist die Resistenzbildung gegen einige Wirkstoffe, die zum einen durch die Anpassung der Mikroorganismen an das veränderte Milieu geschehen kann, zum anderen aber auch durch Sporenbildung einiger Bakteriensorten.

## 2.4.2 Wirkungsweise chemischer Desinfektionsmethoden

### Alkohol

Ethanol, Propanol und Isopropanol gehören zu den wichtigsten Vertretern dieser Gruppe und werden hauptsächlich zur Haut- und Händedesinfektion eingesetzt (Steiger 1986). Alkohole haben ein breites Wirkungsspektrum und sind auch gegen behüllte und konzentrationsabhängig, zum Teil gegen unbehüllte Viren wirksam (Kramer 2001).

### Aldehyde

Die wichtigsten Vertreter dieser bedeutenden Desinfektionsmittelgruppe sind Formaldehyd, Glutaraldehyd und Glyoxal. Die Wirkungsweise der Aldehyde basiert auf der reaktiven Aldehydgruppe, die mit den Zellproteinen der Amin- und Amidgruppe reagiert. Die anschließende Ausbildung von irreversiblen Methylgruppen bewirkt die Zerstörung von Bestandteilen der Zellwand, dadurch werden diese durchlässig und das osmotische Gleichgewicht der Zelle beginnt zu kippen. Auf der anderen Seite führt eine Inhibition von Zellenzymen zur Behinderung des Zellstoffwechsels (Maris 1995).

### Phenolderivate

Bereits seit 1876 wurde Phenol zur Desinfektion eingesetzt (Wallhäuser et al. 1967). Allerdings findet es heute kaum noch Verwendung, da an seine Stelle die wirksameren Phenolderivate getreten sind. Deren Effektivität wurde durch das Einführen von Alkylketten, Acrylresten und Halogenen noch deutlich gesteigert (Kirchhoff 1974, Hahn 1981, Jeffrey 1995). Sie wirken ähnlich wie die Alkohole, werden aber weniger durch das Milieu beeinflusst (Beck und Schmidt 1991).

### Halogene

Als Desinfektionsmittel werden elementares Chlor und andere anorganische und organische Chlorverbindungen genutzt (Ohgke 1986). Die

Desinfektionswirkung des Chlors basiert auf dem freien Chlor, der unchlorigen Säure und dem entstehenden Sauerstoff. Dabei setzt die unchlorige Säure Sauerstoff frei, der dann Zellproteine und Nukleinsäuren oxidiert. Allerdings wirkt Chlor auch unter Bedingungen, die keine Oxidation zulassen desinfizierend. Möglicherweise reagiert Chlor auch mit den SH- Gruppen von Zellenzymen (Jentsch 1978, Maris, 1995). Chlor und Chlorabspalter sind wirksam gegen viele Bakterien, Viren, Pilze (Kahrs 1995). Die Nachteile des Chlors liegen im Wirkungsverlust bei vorhandenen organischen Verschmutzungen, die geringe Beständigkeit in Lösungen und die zum Teil ätzende Wirkung (Hahn 1981, Jeffrey 1995).

### Jodophore

Jodophore sind oberflächenaktive hochmolekulare polymere Substanzen, an die elementares Jod angelagert ist (Jentsch 1978). Jodpräparate finden seit langem in der Haut- und Wunddesinfektion ihre Anwendung, sei es in organischer Form (Jodoform, Polyvinylpyrrolidon-Jod) oder in anorganischer Form (Jodtinktur, Lugolsche Lösung). Jodophore wirken durch die starke Oxidationskraft des Jods, wodurch die Proteine der Mikroorganismen denaturiert werden. Weiterhin unterbrechen sie den Elektronentransport in der Atmungskette, indem sie mit deren Enzyme reagieren (Maris 1995). Jod wirkt gegen Bakterien, Sporen und verschiedene Virusarten (Borneff 1991).

### Quartäre Amoniumverbindungen (Quats)

Die Wirkungsweise der Quats beruht auf eine irreversible Bindung an die Phospholipide und Proteine der Zellmembranen, wodurch Poren in den Zellmembranen entstehen, die eine Störung des Zellmilieus hervorrufen. Zusätzlich kann es zum Eindringen der Verbindungen in die Zelle kommen, wobei es anschließend zu einer Denaturierung von Proteinen kommt (Maris 1995). Quats sind gut reinigend und tiefenwirksam. Sie sind größtenteils ungiftig. Ihre Wirkung wird allerdings beim Vorhandensein von Eiweiß, Seifenresten, Eisen- und Kalziumionen und niedrigem pH-Werten eingeschränkt. Quats wirken gegen grampositive und weniger empfindliche

gramnegative Bakterien. Pilze sind weniger empfindlich und die meisten Viren nicht ausreichend empfindlich. Myobakterien und Sporen sind resistent (Fraise 1999).

### Oxidationsmittel

Wichtige Vertreter in der Gruppe der Oxidationsmittel sind das Wasserstoffperoxid und die Peressigsäure. Ihre Wirkungsweise beruht auf der Oxidation und Denaturierung von Zellproteinen, Nukleinsäuren und Lipiden der Mikroorganismen (Maris 1995).

### Peressigsäure

Die Peressigsäure zerfällt in Essigsäure und Wasserstoffperoxid. Das Wasserstoffperoxid setzt daraufhin atomaren Sauerstoff frei.

Peressigsäure wirkt gegen Bakterien und deren Sporen, Viren und Pilze (Peters und Spicher 1985). Durch Kombination der Peressigsäure mit Alkoholen oder Tensiden kann die Wirkung noch verbessert werden (Sprößig 1989). Die mikrobizide Wirkung der Peressigsäure kann durch eine hohe Verunreinigung mit Eiweiß eingeschränkt werden (Eggensperger 1979). Wasserstoffperoxid und Percarbonat inaktivieren ebenfalls Bakterien und Viren, allerdings in schwächerer Form (Sporkenbach-Höffler et al. 1987). Persäurepräparate sind weniger anwenderfreundlich und können Korrosionen an metallischen Elementen hervorrufen (Welker 1996).

## **2.4.3 Einfluss von Desinfektionsmitteln auf kieferorthopädische Kunststoffe**

In verschiedenen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die Desinfektion von Kunststoffen Einfluss auf deren werkstoffkundlichen Eigenschaften hatte. Ma et al. (1997) berichteten in ihrer Untersuchung von einer Veränderung der Oberflächenstruktur der geprüften Kunststoffe durch ein auf Phenol basierendes Desinfektionsmittel. Die Oberfläche der Kunststoffe war nach Desinfektion klebrig und löste sich oberflächlich auf. Auch die

Farbstabilität der Kunststoffe durch die Desinfektion einer Jodophor-haltigen Lösung veränderte sich. Eine Signifikanz der Werte konnte nicht festgestellt werden, dennoch war eine Erhöhung des  $\Delta E$  zu verzeichnen. In der Veröffentlichung von Dürr et al. (2008) wurde keine signifikante Veränderung der Farbe von PMMA-Kunststoffen nach Desinfektion festgestellt. Azevedo et al. (2006) fanden keine signifikante Veränderung der Oberflächenrauigkeit dentaler Kunststoffe nach Desinfektion. In der Untersuchung von Neppelenbroek et al. (2005) konnte eine Verringerung der Mikrohärtة verschiedener Heißpolymerisate durch Desinfektion beobachtet werden. Da Silva et al. (2008) untersuchten die Oberflächenbeschaffenheit von einem Autopolymerisat vor und nach Desinfektion mit sechs verschiedenen Desinfektionsmitteln und fanden heraus, dass Natriumperborat die Oberflächenrauigkeit erhöht, CHX hingegen die Oberflächenrauigkeit reduzierte.

Diese Untersuchungen beziehen sich fast ausschließlich auf Prothesenkunststoffe. Eine Studie, in der die werkstoffkundlichen Eigenschaften kieferorthopädischer Kunststoffe vor und nach Desinfektion untersucht wurden, konnte bei der Durchsicht der diesbezüglichen Literatur nicht gefunden werden



### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Materialien

##### 3.1.1 Kunststoffe und Desinfektionsmittel

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurden folgende repräsentative und gebräuchliche kieferorthopädische Kunststoffe (Tab.5) hinsichtlich ihrer materialspezifischen werkstoffkundlichen Eigenschaften in Abhängigkeit von einem möglichen Einfluss durch handelsübliche Desinfektionslösungen getestet:

**Tab. 5:** verwendete Kunststoffe

Kunststoff	Einfärbung	Verarbeitungsverfahren/ Polymerisationstyp	Hersteller
Orthocryl-klar	nein	Streutechnik	Dentaurum Ispringen, D
Orthocryl-grün	ja	Streutechnik	Dentaurum Ispringen, D
Forestacryl-klar	nein	Streutechnik	Forestadent Pforzheim, D
Forestacryl-rosa	ja	Streutechnik	Forestadent Pforzheim, D

Im Sicherheitsdatenblatt des Kunststoffes Orthocryl der Firma Dentaurum (EG-Sicherheitsdatenblatt gemäß 91/155/EWG Nummer: 161-100 entspricht der Flüssigkeit, EG-Sicherheitsdatenblatt gemäß 91/155/EWG Nummer: 160-112 entspricht dem Pulver) sind laut Hersteller folgende Zusammensetzungen beschrieben. Die Flüssigkeit besteht aus Methylmethacrylat, EthylenglycoldimethacrylatN, N-bis(2 Hydroxyethyl)-p-toluidin und Farbpigmenten. Das Pulver besteht aus Polymethylmethacrylat Die Konzentration der Inhaltsstoffe ist im Sicherheitsdatenblatt nicht verzeichnet. Das Sicherheitsdatenblatt von Forestacryl der Firma Forestadent gibt folgende Zusammensetzung an. Die Flüssigkeit besteht aus Methylmethacrylat (>94%),

Vernetzer (<5%), Accelerator (<1%). Das Pulver ist aus Polymethylmethacrylat (>99%), Accelerator (<1%) und Farbpigmente (<0,01%) zusammengesetzt.

Als Desinfektionsmittel wurden folgende Lösungen verwendet (Tab. 6):

**Tab. 6:** Übersicht der verwendeten Desinfektionsmittel

Produktname	Hauptbestandteile	Anwendungsbereich	Anbieter
Impresept	Glyoxal, Pentandial (Glutardialdehyd)	A/C-Silikon, Polyether, Polysulfid, Alginat	3 M Espe, Seefeld, D
Stammopur DR	Ammoniumchlorid, Pentandial	zahntechnische Werkstoffe	Dr.H.Stamm GmbH, Berlin, D
D 050 Instru- Gen	Sauerstoffabspalter	zahntechnische Werkstoffe	Ad-Arztbedarf, Frechen, D

Impresept ist ein universell eingesetztes Desinfektionsmittel und wird zur Tauchdesinfektion von z.B. Abformungen eingesetzt. Die Hauptwirkstoffe sind Glyoxal und Pentandial, welche zur Stoffgruppe der Aldehyde gehören. Es ist wirksam gegen Bakterien, Pilze und Viren. Es wird gebrauchsfertig im Folienbeutel geliefert und hat eine Einwirkzeit von 10 Minuten. Da Glyoxal als kanzerogen eingestuft wurde, sollte denen im Sicherheitsdatenblatt angegebenen Schutzmaßnahmen unbedingt Folge geleistet werden.

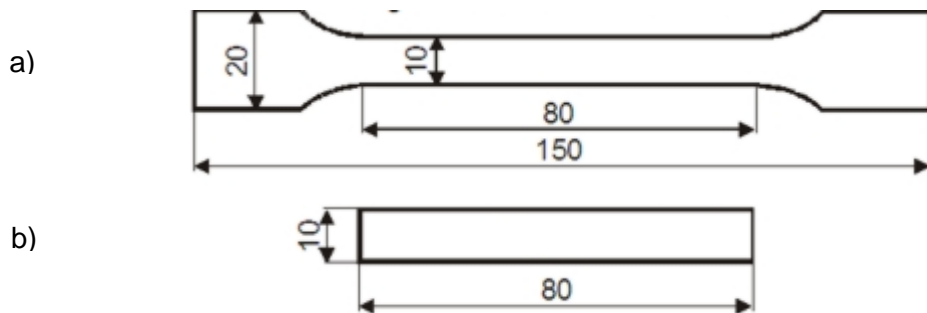
Stammopur (Stammopur DR) ist als Konzentrat erhältlich. Die Wirkstoffe sind Didecyldimethylammoniumchlorid und Pentandial. Es gehört somit zu den quartären Ammoniumverbindungen. Stammopur ist wirksam gegen HBV/HIV, Polio, Papova und Vakzina.

Das dritte getestete Desinfektionsmittel ist der Sauerstoffabspalter D 050 Instru-Gen (Instru-Gen). Die Flüssigkeit ist ebenfalls als Konzentrat erhältlich und muss vor der Anwendung nach Herstellervorgaben mit Wasser verdünnt werden. Anwendungsbereiche sind vor allem zahntechnische Werkstücke.

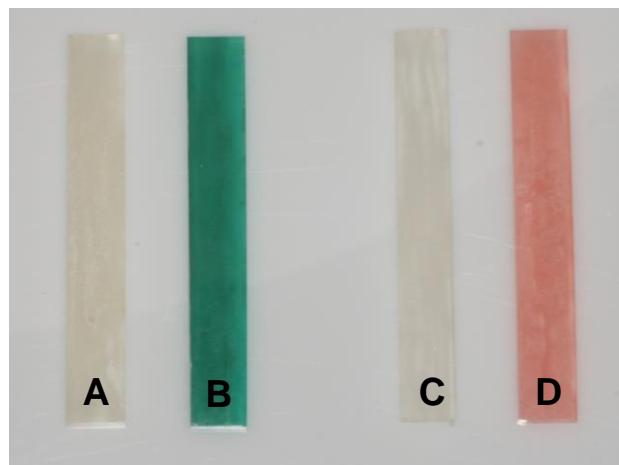
### 3.1.2 Herstellung der Probekörper

Alle werkstoffkundlichen Prüfungen wurden mit den nach DIN EN ISO 3167:2003 hergestellten prismatischen Prüfkörpern durchgeführt (Abb. 3, S.

30). Die hier beschriebenen werkstoffkundlichen Prüfverfahren konnten mit dem planparallelen Mittelteil des Vielzweckprüfkörpers (a) durchgeführt werden. Dafür wurden die Schultern entfernt (b), so dass alle Prüfkörper die Abmessungen 80 x 10 x 4mm aufwiesen (Abb. 2).



**Abb. 2** Vielzweckprüfkörper nach DIN EN ISO 3167 (a) und daraus hergestellter Prüfkörper mit entfernten Schultern (b)



**Abb. 3** Probekörper der einzelnen kieferorthopädischen Kunststoffe: Orthocryl-klar(A), Orthocryl-grün (B), Forestacryl-klar (C), Forestacryl-rosa (D)

Zur Produktion der Prüfkörper musste zunächst eine Negativform hergestellt werden. Die Herstellung der Form erfolgte, indem flüssige Dubliermasse (Alpha Form, Schütz Dental, Rosbach, Deutschland) in einen rechteckigen Behälter gefüllt wurde. Mittels Knetmasse wurden zuvor vier normierte und industriell hergestellte Vielzweckprüfkörper aus PMMA (bereitgestellt durch das Kunststoffzentrum Merseburg nach DIN EN ISO 3167:2003) auf dem Boden

des Behälters fixiert und anschließend mit der Dubliermasse überschichtet. Nach Abbinden der Silikonmasse (45 Minuten) wurden die normierten Prüfkörper entfernt und die nun entstandene Silikonform konnte genutzt werden um anschließend im Streuverfahren identische Prüfkörper nach DIN EN ISO 3167 herzustellen. Die Proben wurden laut Herstellerangaben mittels Streutechnik verarbeitet. Da in der vorliegenden Untersuchung jeweils ein farbloser Kunststoff und ein eingefärbter Kunststoff des gleichen Materials getestet wurde, musste vor der Herstellung der farbigen Prüfkörper aus Orthocryl dem Monomer ein Farbpigment beigemischt werden. Die Farbe grün wurde gewählt, da sie zu den ersten Farben für die Einfärbung von kieferorthopädischen Kunststoffen gehörte. Außerdem erleichterte die kräftige Einfärbung die Auswertung der Untersuchungsergebnisse. So war es für den Farbversuch einfacher, auf einer grünen Probe eine optische Veränderung festzustellen, als auf einer transparenten Probe. Die grünen Orthocryl-Prüfkörper wurden hergestellt, indem der klaren Flüssigkeit ein im Mischungsverhältnis 9:1 grünes Farbstoffkonzentrat zugefügt wurde. Resultierend entstanden beim Polymerisationsvorgang grün eingefärbte Prüfkörper. Beim zweiten farbigen Kunststoff Forestacryl-rosa war das Farbpigment bereits im Polymer beinhaltet. Beim Streuverfahren wurde das Pulver unter leichten Pendelbewegungen in die Form gestreut. Anschließend wurde es mit der Flüssigkeit benetzt. Schichtweise wurden so die Prüfkörper gestreut. Zu beachten war, dass nur so viel Flüssigkeit verwendet werden durfte, wie das Pulver auch aufnehmen konnte (Janda und Greiner 2000). Im Anschluss wurden die gestreuten Prüfkörper in der Dublierform im Drucktopf (Dentaurum, rsb Dunadental) im Wasserbad für 20 Minuten bei 2,2bar auspolymerisiert. Die noch unbearbeiteten Prüfkörper wurden mit Hilfe eines Messschieber (Fa. Mitutoyo, Neuss, Deutschland) vermessen und grob mit der Trennscheibe und mit Kunststofffräsen (Fa. Pluradent, Offenbach, Deutschland) ausgearbeitet. Die Feinbearbeitung erfolgte an der RotoPol-35 (Fa. Struers, Willich, Deutschland). Dabei wurden die einzelnen Probekörper mit wasserfestem Silikon Carbid Papier bearbeitet. Es kamen Papierscheiben verschiedener aufsteigender Körnungen von 220, 320, 800, 1200, 2400 zur Anwendung. Durch diese Bearbeitung konnte eine einheitliche (Hochglanz)-Politur der Prüfkörper erreicht werden. Die Probenmaße wurden dabei

fortwährend mit Hilfe des digitalen Messschiebers überprüft. Die anschließende Aufbewahrung der Prüfkörper erfolgte in luftdichten und beschrifteten Kunststoffbehältern. Um die Proben in einen einheitlichen Wassersättigungszustand zu überführen wurden diese unmittelbar vor der werkstoffkundlichen Untersuchung für 24 Stunden im destillierten Wasser gelagert. Im Anschluss wurden sie für weitere 24 Stunden im Trockenschrank (WTC Binder, Typ 3615018000310, Tuttlingen, Deutschland) bei konstanten 22°C gelagert. Nach Ablauf dieses Zeitintervalls erfolgte die Desinfektion nach Herstellerangaben.

#### **3.1.3 Versuchsablauf**

In Abhängigkeit vom Desinfektionsmittel sollten bei vier verschiedenen PMMA-Kunststoffproben werkstoffkundliche Eigenschaften, wie Makrohärte, Mikrohärte, Biegebeanspruchung, Oberflächenrauigkeit und Farbbeständigkeit bestimmt werden. Es lagen insgesamt 5 Versuchsreihen vor. In der ersten Versuchsreihe wurden die Proben trocken, d.h. ohne vorherige Lagerung in einer Flüssigkeit geprüft. Die Proben der zweiten Versuchsreihe lagerten für 60 Minuten in destilliertem Wasser. So wurde zunächst überprüft, ob bereits die Wasserlagerung der Proben eine Veränderung der werkstoffkundlichen Eigenschaften der Kunststoffe hervorrief. Da die Basis der Desinfektionsmittel Wasser ist, wurde durch den Vergleich der desinfizierten Prüfkörperreihen zu den in Aqua Dest. gelagerten Prüfkörpern ausgeschlossen, dass eine mögliche Veränderung der werkstoffkundlichen Eigenschaften der untersuchten Kunststoffe nur auf das Eindringen von Wasser beruht.

Die hierbei ermittelten Werte galten als Referenzwerte für die darauf folgenden Tests. In der dritten bis fünften Versuchsreihe kamen die Desinfektionsmittel Impresept, Stammopur und Instru-Gen zur Anwendung (Tab. 7, S. 33). Die Proben wurden laut Herstellerangabe desinfiziert und anschließend geprüft. Alle Versuche wurden bei Zimmertemperatur durchgeführt.

**Tab. 7** Übersicht Prüfreiheiten und dazugehörige Lösungen

Kunststoffreihe	1	2	3	4	5
<b>Lösung</b>	trocken	aqua dest.	Impresept	Stammopur	Instru-Gen
<b>Zeit/ Konzentration</b>	-	60min	10min	60min/ 3%	60min/ 2%

### 3.1.4 Festlegung der Prüfkörperanzahl

Für die Untersuchung der Makrohärte wurden 3 Proben benötigt. Es wurde auf jeder Probe 7 Mal gemessen. Für die Mikrohärteprüfung wurden jeweils 2 Proben herangezogen. Auf jeder Probe erfolgten 10 Messungen. Für den Drei-Punkt-Biegeversuch wurden pro Kunststoff jeweils 6 Prüfkörper verwendet, zuvor wurden 2 der 6 Prüfkörper zur Testung der Oberflächenrauigkeit verwendet. Für die Ermittlung der Oberflächenrauigkeit erfolgten auf jeder Probe drei parallele Messungen. Für die Farbmessung wurden alle Proben einer Reihe herangezogen. Pro Kunststoff wurden somit 55 Probekörper hergestellt. Die Tabelle 8 gibt exemplarisch einen Überblick über die einzelnen Probenaufteilungen der jeweiligen Versuche. Als Beispiel dient hier die Probenaufteilung der ersten Reihe (trocken), die Probenaufteilung der darauf folgenden Versuchsreihen erfolgte analog.

**Tab. 8** Anzahl der Prüfkörper der Versuchsreihe „trocken“

Kunststoff	Makrohärte	Mikrohärte	Biegeversuch	Oberflächenrauigkeit	Farbverhalten
Orthocryl-klar	3	2	6	2	11
Orthocryl-grün	3	2	6	2	11
Forestacryl-klar	3	2	6	2	11
Forestacryl-rosa	3	2	6	2	11

### 3.2 Versuchsdurchführung

Alle werkstoffkundlichen Versuche wurden im Kunststoff-Kompetenzzentrum Halle-Merseburg der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (wissenschaftlich-technischer Direktor Prof. W. Grellmann) durchgeführt.

Die Werkstoffprüfung ist ein wichtiger Parameter zur Beurteilung und Bewertung von zahnärztlichen Materialien (Finger 2000). Die Testverfahren unterlagen festgelegten Normvorschriften und wurden an genau definierten Proben durchgeführt (siehe 3.1.2, S. 29-30).

#### 3.2.1 Makrohärte

Die Kugeldruckhärte wurde nach DIN EN ISO 2039-1 mit dem Instron-Wolpert-Makrohärte K-Testor 2524 (Instron-Wolpert, Darmstadt, Deutschland) ermittelt (Abb. 4. S.35). An jedem normierten Prüfkörper erfolgten 7 Härtemessungen bei einem Mindestabstand von 10mm. Es wurden pro Kunststoff jeweils 3 Proben untersucht. Der Prüfkörper wurde plan auf die Unterlage der Messvorrichtung positioniert. Seine Oberfläche befand sich somit senkrecht zur Richtung der aufgetragenen Kraft. Eine gehärtete Stahlkugel mit einem Durchmesser von  $5 \pm 0,05\text{mm}$  wurde anschließend mit einer Vorlast  $F_0$  von  $9,8 \pm 0,1\text{N}$  auf die Probe aufgebracht. Um einen linearen Zusammenhang zwischen Eindringtiefe und Eindruckdurchmesser zu erreichen, musste die resultierende Eindringtiefe der Kugel im Bereich zwischen 0,15mm und 0,35mm liegen, andernfalls war die Prüflast zu korrigieren. Die Prüfkraft umfassen eine Spanne von 132N, 358N oder 961N. Die Kugeldruckhärte H konnte anschließend nach einer Haltezeit von 30s abgelesen werden und wurde nach folgender Formel ermittelt:

$$H = F / \pi d h$$

H	Härte	[N/mm <sup>2</sup> ]
F	aufgebrachte Prüfkraft	[N]

- d Kugeldurchmesser [mm]  
h Eindringtiefe [mm]



**Abb. 4** Instron-Wolpert-Makrohärte K-Testor 2524 (Instron-Wolpert, Darmstadt, D) mit Prüfkörper Forestacryl-rosa

#### 3.2.2 Mikrohärte

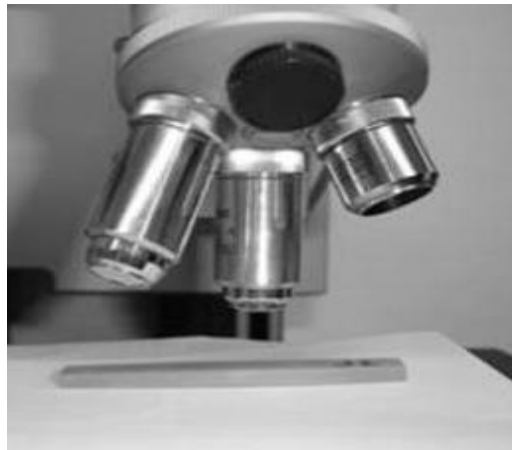
Die Mikrohärtemessung wurde nach DIN 50359, ISO 14577 bis zu einer maximalen Oberflächenlast von 1N mit dem Fischerscope H100xy Mikrohärtemesssystem (Fischer, Sindelfingen, Deutschland) durchgeführt (Abb. 5, S. 36). Die Messung erfolgte im Gegensatz zur Kugeldruckhärte registrierend, da gleichzeitig die Eindringtiefe  $h$  und die Kraft  $F$  bis zu einer maximalen Last von 1N bestimmt wurden. Zur Prüfung der Mikrohärte wurde erneut der genormte Vielzweckprüfkörper mit den Abmaßen 80 x 10 x 4mm untersucht. Nachdem der Probekörper auf dem Messtisch positioniert wurde, konnte eine Vickers-Diamantpyramide mit einem Öffnungswinkel von  $136^\circ$  und quadratischer Grundfläche als Eindringkörper auf die Probe abgesenkt werden.



Diese Messung erfolgte auf jedem der zwei Prüfkörper an zehn verschiedenen Positionen. Dabei wurde immer ein genau definierter Sicherheitsabstand zum nächsten Messpunkt eingehalten. Die Prüfsoftware (WIN-HCU®-Software, Fischer, Sindelfingen, Deutschland) erfasste automatisch die Ergebnisse. Zur Auswertung der Ergebnisse wurde die Mikrohärtigkeit in  $\text{N/mm}^2$  berechnet.

$$HM = F / A$$

HM	Mikrohärte	[N/mm <sup>2</sup> ]
F	Prüfkraft	[N]
A	Oberfläche des Eindrucks	[mm <sup>2</sup> ]



**Abb. 5** Fischerscope H100xy (Fischer, Sindelfingen, D) mit Prüfkörper Orthocryl-klar

### 3.2.3 Biegespannung und Elastizitätsmodul

Der Drei-Punkt-Biegeversuch wurde nach DIN EN ISO 178:2003 durchgeführt. Die Prüfung erfolgte an der Materialprüfmaschine ZWICK I TMZW (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) (Abb.6, S 38). Vor jedem Durchgang wurden alle Prüfkörper erneut mittels Messschieber (Mitutoyo) vermessen und die ermittelten Werte in einem an die Prüfmaschine angeschlossenen Computer übertragen. Die Versuche wurden bei Normklima durchgeführt (23°C, Luftfeuchte 50%). Die Prüfkörper wurden auf zwei Widerlager mit einer

Stützweite (L) von 64mm positioniert. Da die Höhe (h) der Prüfkörper 4mm betrug, konnte ein der Norm entsprechendes L/h-Verhältnis von 16 erreicht werden. Über eine Druckfinne wirkte eine Kraft von maximal 2kN auf die Prüfkörper ein. Die Biegeeigenschaften und der Elastizitätsmodul wurden mit einer Prüfgeschwindigkeit von 2mm/min ermittelt. Ein Kraft-Durchbiegungs-Diagramm und ein Biegespannungs-Randfaserdehnungs-Diagramm wurden automatisch von der Materialprüfmaschine erstellt. Die Prüfsoftware testXpert II der Firma Zwick registrierte die Ergebnisse. Zusätzlich wurden die Werte auch als ASCII-Diagramme oder -Daten exportiert. Die Normbiegespannung wurde laut DIN EN ISO 178 bei einer Biegung von 3,5% registriert. Da aber in den Testläufen im Vorfeld des Versuches einige Probekörper bei dieser Biegespannung entweder ihr Kraftmaximum noch nicht erreicht hatten bzw. vor dem Erreichen bereits brachen, wurde die Biegespannung bei 1% Durchbiegung erfasst. Dieser Wert ermöglichte die Vergleichbarkeit der Prüfkörper untereinander. Zur Auswertung wurden somit die Biegespannung bei 1% Durchbiegung und der E- Modul nach folgenden Formeln berechnet:

E-Modul: 
$$E = F l^3 / 4 f b h^3$$

E	Elastizitätsmodul	[MPa]
F	Kraft, die auf den Probekörper ausgeübt wird	[N]
f	Durchbiegung bei der Belastung F	[mm]
l	Abstand zwischen den Widerlagern	[mm]
b	Breite des Probekörpers	[mm]
h	Höhe des Probekörpers	[mm]

Biegespannung: 
$$\sigma_f = 3 F l / 2 b h^2$$

$\sigma_f$	Biegespannung (bei 1% Durchbiegung)	[MPa]
F	Kraft, die auf den Probekörper ausgeübt wird	[N]
l	Abstand zwischen den Widerlagern	[mm]
b	Breite des Probekörpers	[mm]
h	Höhe des Probekörpers	[mm]



**Abb. 6** Universalprüfmaschine Zwick I (1120) mit Drei-Punkt-Biegeeinrichtung und Prüfkörper aus Forestacryl-klar (Zwick, Ulm, Deutschland)

#### 3.2.4 Oberflächenrauigkeit

Die DIN 4768, ISO 4287/1 ist die Grundlage zur Bestimmung der Oberflächenqualität. In diesem Versuch wurde der Mittenrauwert ( $R_a$  – arithmetischer Mittelwert der Beträge aller Profilwerte des Rauheitsprofils) bestimmt. An jeweils zwei normierten Probekörpern wurden Rauheitswerte und Rautiefen mit Hilfe des Rauheitsmessgerätes Perthometer S3P (Feinprüf-Perthen GmbH, Göttingen, Deutschland) getestet (Abb.7, S.39). Dabei wurden zunächst die Proben im trockenen Zustand getestet, anschließend wurden die Prüfkörper in Aqua Dest. gelagert bzw. mit dem jeweiligen Desinfektionsmittel behandelt und daraufhin bezüglich ihrer Oberflächenrauigkeit untersucht. Die beiden Prüfkörper wurden vor Versuchsbeginn auf einer Glasplatte mittels Klebestreifen fixiert und unter den Oberflächentaster des Gerätes positioniert. Auf jedem Prüfkörper wurden anschließend drei parallele Messungen durchgeführt. Hierbei lief ein Tastsystem mit einer definierten Diamantspitze (Taster MFW 250) mit konstanter Geschwindigkeit horizontal über die Oberfläche des Prüfkörpers. Eine einzelne Gesamttaststrecke hatte eine Länge von 5,6mm. Die Länge der dazugehörigen Einzelmessstrecke betrug 4mm. Die Vorlauf und Nachlaufstrecke demnach jeweils 0,8mm. Die Ergebnisse wurden durch ein Protokolliergerät erfasst und berechnet. Anschließend wurde der

Oberflächenrauheitsabstand ( $\Delta Ra$ ) zwischen den trockenen Prüfkörpern und den in Aqua dest. gelagerten bzw. desinfizierten Prüfkörpern ermittelt.



**Abb. 7** Rauheitsmessgerätes Perthometer S3P (Feinprüf-Perthen GmbH, Göttingen, Deutschland) mit einem Prüfkörper Forestacryl-rosa

#### 3.2.5 Farbverhalten

Zur Bestimmung möglicher Farbveränderungen durch das Einwirken von Desinfektionsmitteln auf kieferorthopädische Kunststoffe wurde das Spectrophotometer VITA Easyshade der Firma VITA (Bad Säckingen, Deutschland) verwendet (Abb. 8, S. 39). Das Gerät wird in der zahnärztlichen Praxis eingesetzt, um mit Hilfe von CIE–Lab Koordinaten die Farben von natürlichen Zähnen zu bestimmen. Der  $L^*a^*b^*$ - Farbraum ist als ein dreidimensionales Koordinatensystem vorstellbar, wobei die  $L^*$ - Achse die Helligkeit (Luminanz), die  $a^*$ - Achse die Rot/Grün Anteile und die  $b^*$ - Achse die Blau/Gelb Anteile einer Farbe beschreiben. Nach Inbetriebnahme und Kalibrierung des Gerätes wurde auf jeweils 11 Prüfkörpern einer Versuchsreihe an 4 unterschiedlichen Stellen eine Farbmessung vorgenommen. Der jeweilige Prüfkörper wurde dabei plan auf einen definierten grauen Hintergrund positioniert und die Sondenspitze des Gerätes im  $90^\circ$  Winkel auf die Probe aufgesetzt. Um auf jeder einzelnen Probe vor und nach Desinfektion bzw. Wasserlagerung exakt den gleichen Punkt messen zu können, wurde ein Adapter gefertigt (Abb. 9, S. 40). Dieser positionierte die Sondenspitze des

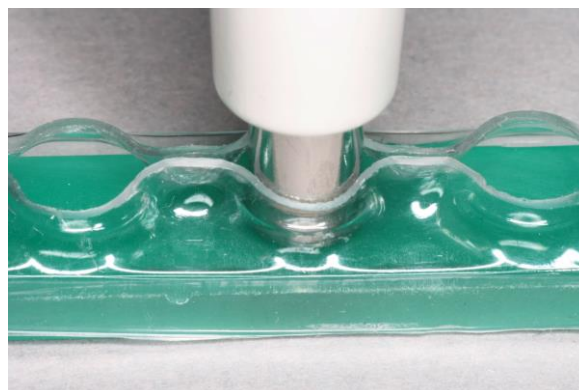
Gerätes genau auf den gewünschten Bereich der Probe. Die Farbmessung war nach dem Ertönen eines Signals abgeschlossen. Aus den einzelnen Komponenten  $L^*$ ,  $a^*$  und  $b^*$ , die das Gerät ermittelte, konnten anschließend die  $\Delta E$ -Werte berechnet werden. Der  $\Delta E$  Wert gibt den Farbabstand zwischen der Referenzfarbe (Versuchsreihe trocken) und der jeweiligen Probenfarbe (Versuchsreihe 2 bis 5) an. Je höher dieser Wert ist, desto größer ist auch der Farbunterschied. Die Lab- Werte wurden in eine Excel Tabelle übertragen und  $\Delta E$  über den Satz des Pythagoras berechnet.  $\Delta E$  wurde durch folgende Formel ermittelt:

$$\Delta E = \sqrt{(\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2)}$$

$$L = L_1 - L_2, \quad a = a_1 - a_2, \quad b = b_1 - b_2$$



**Abb. 8** Easyshade (Firma VITA, Bad Säckingen, D)



**Abb. 9** Adapter mit Sondenspitze des Easyshade (Firma VITA) und Prüfkörper Orthocryl-grün

### 3.3 Statistische Auswertung der Ergebnisse

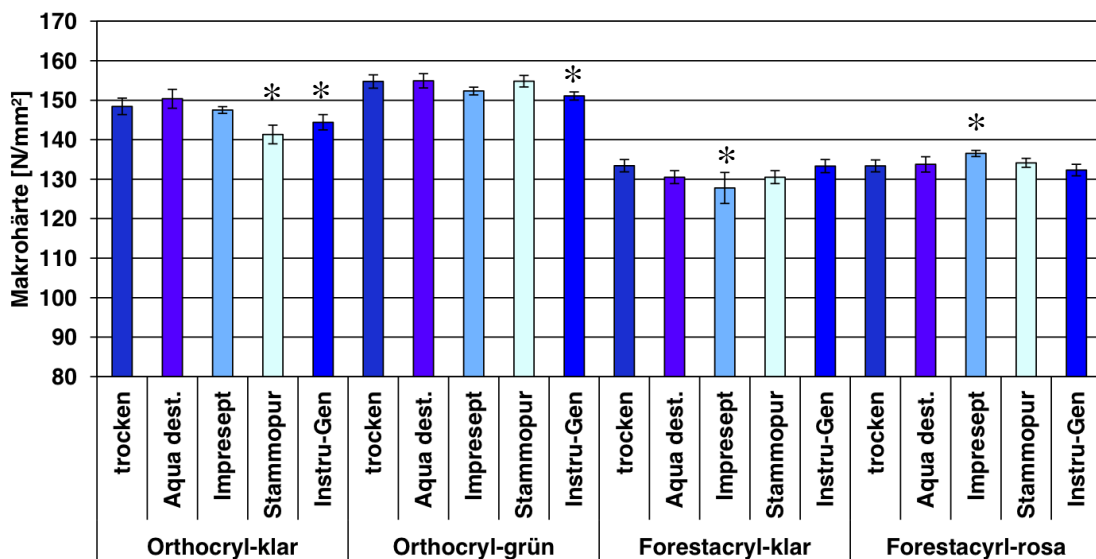
Die statistische Auswertung der Messwerte erfolgte mit der Software „Statistical Package for the Social Sciences“ (SPSS), Version 15.0 (2006). Die Graphiken wurden mit dem Programm Microsoft Excel erstellt. Mittels deskriptiver Statistik wurden Minimum, Maximum, Mittelwert, Standardfehler und Standardabweichung bestimmt. Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streuung um den Mittelwert. Anschließende Tests waren der t-Test und die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA). Diese wurden für jeden Kunststoff in Abhängigkeit vom Desinfektionsmittel und werkstoffkundlicher Größe durchgeführt. Signifikanzen wurden durch den post-hoc-Mehrfachvergleich nach Bonferroni ermittelt. Als statistisch signifikant galt ein p-Wert  $<0,05$  (Signifikanzniveau 5%). Alle Werte die oberhalb des p-Wertes lagen waren somit zufallsbedingt und konnten nicht zur Auswertung hinzugezogen werden. Über den p-Wert allein sollte allerdings keine Aussage über die klinische Relevanz der Ergebnisse getroffen werden (Baulig et al. 2008)

## 4 Untersuchungsergebnisse

Die Versuche fanden unmittelbar nach der Wasserlagerung bzw. nach der Desinfektion am getrockneten Prüfkörper statt. Die Trocknung der Proben erfolgte mit Papiertüchern. Um die signifikanten Veränderungen durch die Desinfektionsmittel in Bezug zu den Referenzreihen (trocken und nass) besser zu veranschaulichen, wurden diese in den Abbildungen mit einem schwarzen Sternchen (\*) versehen.

### 4.1 Werkstoffkundliche Untersuchungen

#### 4.1.1 Makrohärte



**Abb. 10:** Mittelwerte und Standardabweichungen der Kunststoffe, schwarze Sternchen entsprechen Signifikanzen

Im klinischen Vergleich der Ergebnisse der trockenen Prüfkörper wurde festgestellt, dass von den untersuchten Kunststoffen Orthocryl-grün den durchschnittlich größten Makrohärtewert aufwies ( $154,4\text{N/mm}^2$ ). Dieses konnte statistisch bestätigt werden ( $p < 0,001$ ). Auch Orthocryl-klar war signifikant härter als Forestacryl-klar/rosa. Forestacryl-rosa hatte mit  $132,4\text{N/mm}^2$  den kleinsten

Makrohärtewert. Zwischen den beiden Forestacryl Kunststoffen gab es keinen signifikanten Unterschied. Wie aus Abb. 10 (S. 42) ersichtlich ist, führte die 60-minütige Wasserlagerung der Prüfkörper bei den einzelnen Kunststoffen zu verschiedenen Veränderungen der Makrohärtewerte. So erhöhte sich der Wert für die Makrohärte beim Kunststoff Orthocryl-klar durch die Wasserlagerung um  $3,1\text{N/mm}^2$  auf  $149,6\text{N/mm}^2$ . Bei den grünen Orthocryl Proben veränderte sich der Wert der Makrohärte durch die Wasserlagerung nur marginal. Bei Forestacryl-klar verringerte sich die Makrohärte im Vergleich zwischen den trockenen zu den wassergelagerten Prüfkörpern. Der Makrohärtewert der trockenen Kunststoffproben lag bei  $133,1\text{N/mm}^2$ , der für die nassen Proben bei  $129,7\text{N/mm}^2$ . Bei Forestacryl-rosa hingegen erhöhte sich der Makrohärtewert von  $132,4\text{N/mm}^2$  auf  $133,1\text{N/mm}^2$ . Die Veränderungen durch Wasserlagerung waren bei keinem Kunststoff signifikant.

Die Wirkungen der Desinfektionsmittel auf die einzelnen Kunststoffe fielen unterschiedlich aus.

Die Desinfektion der klaren Orthocryl Proben mit Stammopur ( $p < 0,001$ ) und Instru-Gen ( $p < 0,037$ ) führte zu einer signifikanten Verringerung der Makrohärte. Dabei wurde die größte Veränderung der Makrohärte durch die Desinfektion mit Stammopur hervorgerufen. Während der Wert für die in destilliertem Wasser gelagerten Prüfkörper  $149,6\text{N/mm}^2$  betrug, lag der Makrohärtewert nach der Desinfektion mit Stammopur bei  $140,9\text{N/mm}^2$ . Durch die Desinfektion mit Impresept verringerte sich die Makrohärte von Orthocryl-klar im Vergleich zu den Referenzgruppen trocken und nass ebenfalls, dieser Wert war jedoch statistisch nicht signifikant.

Bei den eingefärbten Orthocryl Proben konnte eine signifikante Verringerung der Makrohärte durch die Desinfektion mit Instru-Gen ( $p < 0,001$ ) festgestellt werden. Im Vergleich zur trockenen und nassen Referenzreihe ( $154\text{N/mm}^2$ ) wurden nach der Desinfektion mit Instru-Gen Werte von  $150,6\text{N/mm}^2$  gemessen. Die Desinfektion der grünen Orthocryl Prüfkörper mit Impresept führte zu einer statistisch nicht signifikanten Verringerung der Makrohärte. Dagegen erhöhte sich die Makrohärte durch die Desinfektion mit Stammopur gering. Die Veränderung war ebenfalls nicht signifikant.

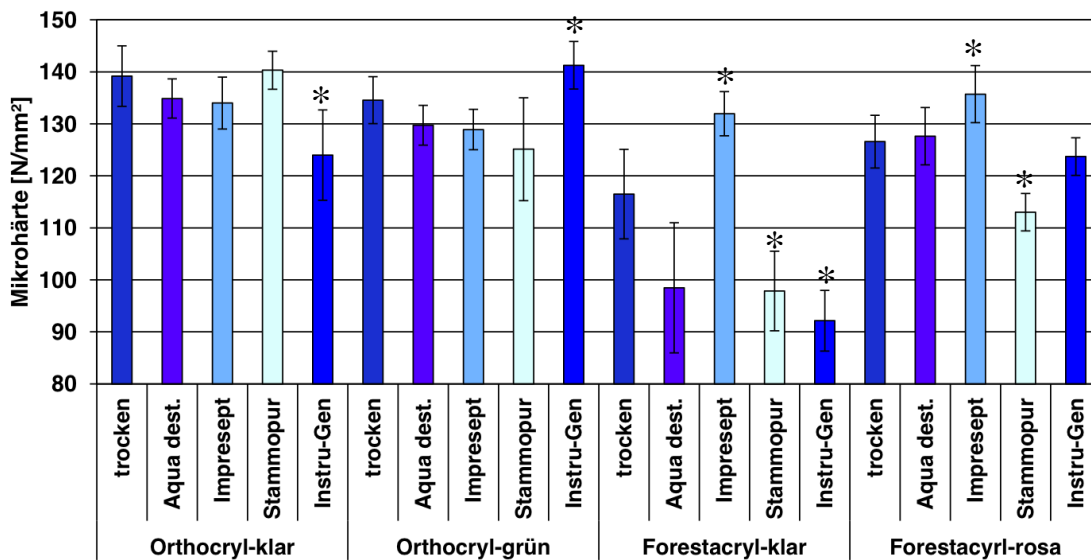
Die Desinfektion der klaren Forestacryl Prüfkörper mit Impresept führte zu einer signifikanten Verringerung der Makrohärtewerte im Bezug auf die trockene



Referenzgruppe ( $p < 0,001$ ). Auch in Relation zu den Ergebnissen der in destilliertem Wasser gelagerten Prüfkörper kam es zu einer Verringerung der Makrohärtewerte von  $129,7\text{N/mm}^2$  zu  $126,9\text{N/mm}^2$ . Diese Veränderung konnte statistisch nicht nachgewiesen werden. Die Desinfektion der Proben mit Stammopur führte im Vergleich mit den trockenen Prüfkörpern zu einer Verringerung der Makrohärte, im Vergleich zu den nassen Proben jedoch zu einer geringen Erhöhung der Makrohärte. Die Veränderungen waren allerdings sehr gering und statistisch nicht signifikant.

Im Gegensatz zu den klaren Forestacryl Prüfkörpern erhöhte sich die Makrohärte von Forestacryl-rosa durch die Desinfektion mit Impresept signifikant von  $132,4\text{N/mm}^2$  (trocken) auf  $136,0\text{N/mm}^2$  ( $p < 0,007$ ). Die Desinfektion mit Stammopur und Instru-Gen hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Makrohärte von Forestacryl-rosa. Durch Stammopur kam es zu einer geringen Erhöhung der Makrohärte ( $p > 1,0$ ), durch Instru-Gen verringerte sich die Makrohärte ( $p > 1,0$ ).

#### 4.1.2 Mikrohärte



**Abb. 11:** Mittelwerte und Standardabweichungen der Kunststoffe, schwarze Sternchen entsprechen Signifikanzen

Im Vergleich der Kunststoffe (trocken) untereinander (Abb. 11, S.44), war der Wert für die Mikrohärtigkeit bei Orthocryl-klar am größten ( $139,2\text{N/mm}^2$ ). Der kleinste Wert wurde für Forestacryl-klar ermittelt ( $116,5\text{N/mm}^2$ ). Eine statistische Signifikanz der Mikrohärtigkeiten untereinander wurde nicht festgestellt. Die 60-minütige Wasserlagerung hatte einen unterschiedlichen Einfluss auf die einzelnen Kunststoffe. Durch die Wasserlagerung der Prüfkörper verringerte sich die Mikrohärtigkeit bei Orthocryl-klar, Orthocryl-grün und Forestacryl-klar. Bei Orthocryl-grün war die Veränderung am deutlichsten (trocken:  $134,5\text{N/mm}^2$ , nass:  $129,7\text{N/mm}^2$ ). Im Gegensatz zu den anderen untersuchten Kunststoffen erhöhte sich die Mikrohärtigkeit bei Forestacryl-rosa von  $126,6\text{N/mm}^2$  auf  $127,6\text{N/mm}^2$ . Die Veränderungen durch die 60 minütige Wasserlagerung waren bei keinem Kunststoff signifikant.

Die Desinfektion der Prüfkörper führte zu unterschiedlichen Veränderungen der Mikrohärtigkeit.

So verringerte sich die Mikrohärtigkeit beim Kunststoff Orthocryl-klar durch die Desinfektion mit Impresept und Instru-Gen verglichen mit den Referenzproben (trocken/nass). Die größte Veränderung konnte durch die Desinfektion mit Instru-Gen beobachtet werden. So lag der Mikrohärtigkeitswert für die trockenen Prüfkörper bei  $139,2\text{N/mm}^2$  und für die in destilliertem Wasser gelagerten Proben  $134,9\text{N/mm}^2$ . Nach der Desinfektion mit Instru-Gen wurde eine Mikrohärtigkeit von  $124,0\text{N/mm}^2$  gemessen. Das Ergebnis war statistisch signifikant ( $p < 0,0001$  trocken;  $p = 0,028$  nass). Zu einer Erhöhung der Mikrohärtigkeit kam es durch die Desinfektion der klaren Orthocryl Prüfkörper mit Stammopur. Der Wert für die Mikrohärtigkeit lag bei  $140,3\text{N/mm}^2$ . Statistisch war die Veränderung nicht nachzuweisen.

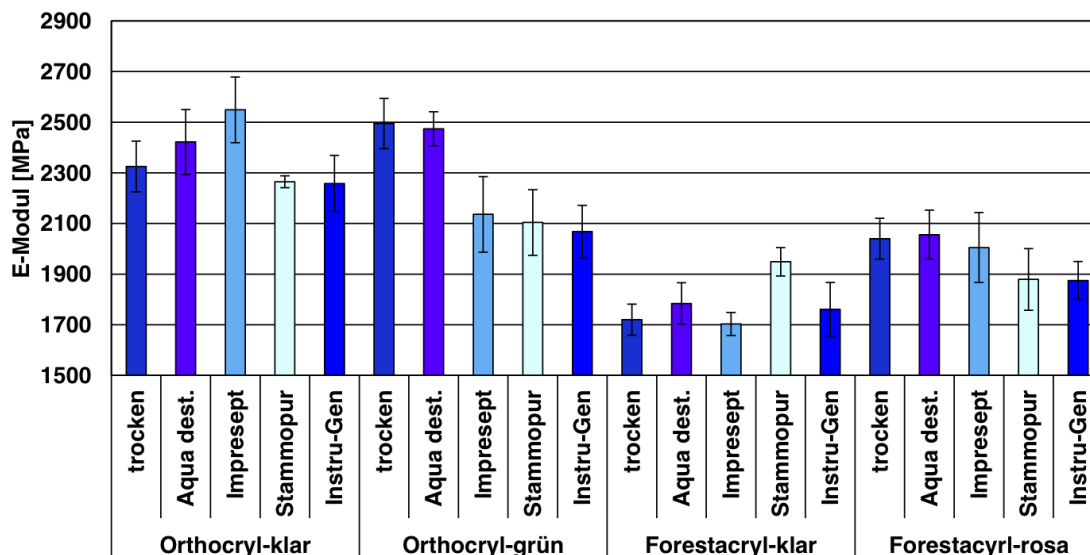
Bei Orthocryl-grün kam es durch die Desinfektion mit Impresept und Stammopur zu einer Verringerung der Mikrohärtigkeit. Dabei wurde die größte Veränderung durch die Behandlung mit Stammopur verzeichnet (trocken:  $134,6\text{N/mm}^2$  auf  $125,6\text{N/mm}^2$  nach Desinfektion). Die Veränderungen der Mikrohärtigkeit durch die beiden Desinfektionsmittel waren statistisch nicht signifikant. Zu einer signifikanten Erhöhung der Mikrohärtigkeit ( $p = 0,23$  nass) kam es durch die Desinfektion mit Instru-Gen. Die Mikrohärtigkeit von Orthocryl-grün lag bei  $141,3\text{N/mm}^2$  nach Desinfektion, im Vergleich zu  $134,6\text{N/mm}^2$  (trocken) und  $129,7\text{N/mm}^2$  (nass).

Der klare Forestacryl Kunststoff reagierte mit einer Steigerung der Mikrohärté auf die Desinfektion mit Impresept ( $p=0,039$ ) und mit einer signifikanten Abnahme der Mikrohärté auf die Desinfektion der Prüfkörper mit Stammopur ( $p=0,006$ ) und Instru-Gen ( $p<0,001$ ) im Bezug auf die trockene Referenzreihe. In Relation zur in destilliertem Wasser gelagerten Referenzreihe war die Erhöhung der Mikrohärté durch Impresept statistisch signifikant ( $p<0,001$ ).

Bei Forestacryl-rosa kam es zu einer Erhöhung der Mikrohärté durch die Desinfektion mit Impresept auf  $135,7\text{N/mm}^2$  (trocken:  $126,6\text{N/mm}^2$ ; nass:  $127,6\text{N/mm}^2$ ), wobei eine signifikante Veränderung nur im Vergleich zur trockenen Referenzreihe festgestellt werden konnte ( $p=0,030$ ). Die Desinfektion mit Stammopur führte zu einer Verminderung der Mikrohärtéwerte auf  $113,0\text{N/mm}^2$  ( $p<0,001$ ; trocken und nass).

#### 4.1.3 Elastizitätsmodul und Biegespannung

##### E-Modul



**Abb. 12** Mittelwerte und Standardabweichungen der Kunststoffe, keine signifikanten Veränderungen des E-Moduls nach Desinfektion

Im Vergleich der trockenen Prüfkörper wurde der größte E-Modul bei Orthocryl-grün gemessen ( $2494,8\text{MPa}$ ) und der kleinste E-Modul bei Forestacryl-klar

(1720,2MPa). Zwischen Orthocryl-klar und Orthocryl-grün gab es keinen signifikanten Unterschied bezüglich des E-Moduls. Dagegen hatten beide Kunststoffe im Vergleich zu Forestacryl-klar/rosa einen signifikant größeren E-Modul. Statistisch nachweisbar war auch der größere E-Modul von Forestacryl-rosa im Vergleich zu Forestacryl-klar. Aus Abb. 12 (S.46) ist ersichtlich, dass es mit Ausnahme von Orthocryl-grün bei allen anderen getesteten Prüfkörpern zu einer Abnahme des E-Moduls nach der 60-minütigen Wasserlagerung kam. Die Lagerung der Prüfkörper in destilliertem Wasser bewirkte aber keine signifikante Änderung des E-Moduls.

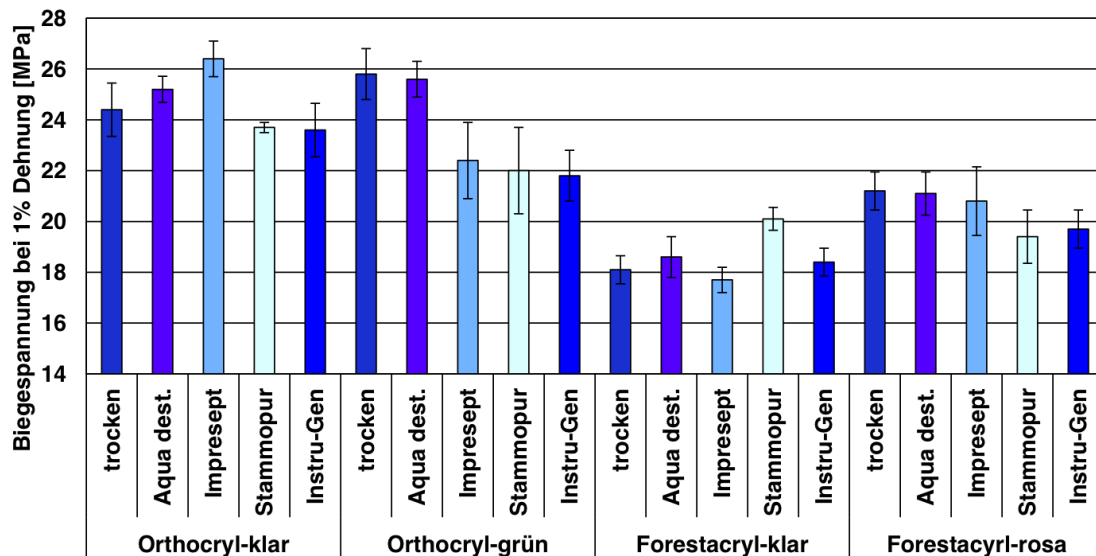
Beim klaren Orthocryl Kunststoff kam es durch die Desinfektion mit Impresept zu einer Erhöhung des E-Moduls im Vergleich mit den Referenzprüfkörpern 2324,5MPa (trocken) bzw. 2422,2MPa (nass) auf 2549,2MPa. Dagegen konnte eine Verringerung des E-Moduls durch die Desinfektion mit Stammopur (2265,0MPa) und Instru-Gen (2230,2MPa) beobachtet werden. Die Veränderungen waren nicht signifikant.

Bei Orthocryl-grün verringerte sich der E-Modul durch die Desinfektion mit allen hier verwendeten Präparaten. Die geringste Veränderung war bei Impresept zu finden (2136,2MPa) verglichen mit den Referenzgruppen (trocken: 2494,8MPa; nass: 2474,0MPa). Die größte Veränderung des E-Moduls in Relation zur Referenz war durch die Desinfektion mit Stammopur zu beobachten (2103,5MPa). Signifikant waren die Änderungen nicht.

Zu einer Verringerung des E-Moduls der klaren Forestacryl Prüfkörper kam es durch die Desinfektion mit Impresept (1703,3MPa) und Instru-Gen (1761,0MPa) im Vergleich zu den trockenen (1720,2MPa) und zu den nassen Proben (1783,8MPa). Eine Steigerung des E-Moduls war durch die Desinfektion mit Stammopur zu erkennen (1949MPa). Die Änderungen konnten statistisch nicht bestätigt werden.

Forestacryl-rosa reagierte auf die Desinfektion mit allen drei Präparaten mit einer Verringerung des E-Moduls. Die geringste Veränderung wurde durch die Desinfektion mit Impresept hervorgerufen (2005,2MPa) im Bezug zu den Referenzreihen (trocken: 2039,8MPa; nass: 2055,8MPa). Die größte Veränderung des E-Moduls wurde durch die Desinfektion mit Instru-Gen verursacht (1875,0MPa). Statistisch signifikant war keine Veränderung des E-Moduls durch die Desinfektion.

## Biegespannung



**Abb. 13** Mittelwerte und Standardabweichungen der Kunststoffe, keine signifikanten Veränderungen der Biegespannung nach Desinfektion

Die trockenen Orthocryl-grün Prüfkörper wiesen die größte Biegespannung auf (25,8MPa), dagegen hatte Forestacryl-klar trocken die geringste Biegespannung (18,1MPa) (Abb. 13). Orthocryl-klar/grün besaßen nachweislich eine größere Biegespannung als Forestacryl-klar/rosa. Im Vergleich zwischen den beiden Forestacryl Kunststoffen, zeigte der rosa Prüfkörper eine signifikant größere Biegespannung als der klare Prüfkörper auf.

Nach 60-minütiger Wasserlagerung kam es bei Orthocryl-klar und Forestacryl-klar zu einer Steigerung der Biegespannung. Bei Orthocryl klar betrug die Biegespannung der trockenen Prüfkörper 24,4MPa und nach der Wasserlagerung 25,2MPa. Bei Forestacryl-klar vor der Wasserlagerung 18,1MPa und danach 18,6MPa. Bei Orthocryl-grün verringerte sich die Biegespannung von 25,8MPa auf 25,6MPa. Bei Forestacryl-rosa kam es zu einer minimalen Verringerung von 21,2MPa auf 21,1MPa. Die Veränderungen durch die Wasserlagerung waren statistisch nicht signifikant.

Der klare Orthocryl Kunststoff reagierte auf das Desinfektionsmittel Impresept mit Erhöhung der Biegespannung (26,4MPa) im Vergleich zu den Referenzprüfkörpern (trocken: 24,4MPa; nass: 25,2MPa (trocken)). Dagegen

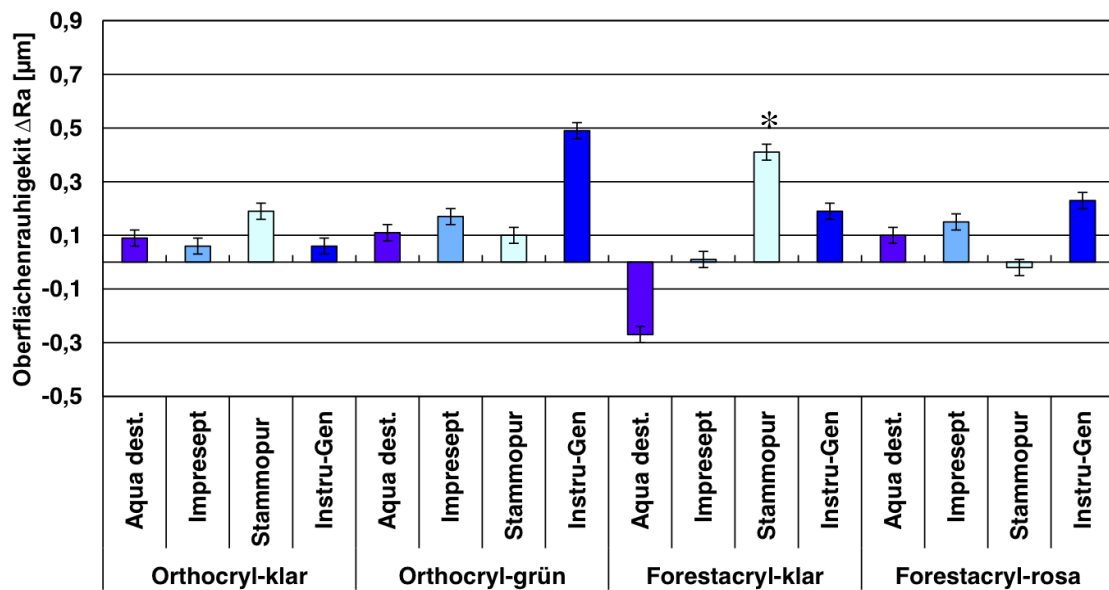
kam es zu einer Verringerung der Biegespannung durch die Desinfektion mit Stammopur (23,7MPa) und Instru-Gen (23,4MPa). Die Veränderungen auf die Desinfektionsmittel waren nicht signifikant.

Zu einer Verringerung der Biegespannung durch alle drei Desinfektionsmittel kam es bei den grünen Orthocryl Prüfkörpern. Im Vergleich zu den Referenzgruppen (trocken: 25,8MPa; nass: 25,6MPa) war die geringste Veränderung bei Impresept zu finden (22,4MPa). Die größte Veränderung der Biegespannung von Orthocryl-grün wurde durch die Desinfektion mit Stammopur hervorgerufen (22,0MPa) in Relation zu Referenzgruppen trocken und nass. Signifikant waren die Veränderungen nicht.

Im Vergleich zu den trockenen (18,1MPa) und zu den nassen Proben (18,6MPa) wurde eine Verringerung der Biegespannung von Forestacryl-klar (17,7MPa) durch die Desinfektion mit Impresept hervorgerufen. Zu einer geringen Steigerung der Biegespannung kam es durch die Desinfektion der klaren Forestacryl Prüfkörper mit Instru-Gen (18,4MPa) im Bezug zur trockenen Prüfkörperreihe. Verglichen mit den nassen Proben kam es zu einer minimalen Verringerung der Biegespannung. Eine Steigerung des E-Moduls war durch die Desinfektion mit Stammopur zu erkennen (20,1MPa). Die Änderungen konnten statistisch nicht bestätigt werden.

Eine Verringerung der Biegespannung durch alle drei Desinfektionsmittel wurde bei Forestacryl-rosa festgestellt. Die geringste Veränderung in Relation zur Referenzreihe (trocken: 21,2MPa; nass: 21,1MPa) wurde durch die Desinfektion mit Impresept beobachtet (20,8MPa). Die größte Veränderung der Biegespannung wurde durch die Desinfektion mit Instru-Gen verursacht (19,7MPa). Statistisch signifikant waren die Veränderungen der Biegespannung nicht.

## 4.1.4 Oberflächenrauigkeit



**Abb. 14** Mittelwerte und Standardabweichungen der Kunststoffe, schwarze Sternchen entsprechen Signifikanzen

Um eine mögliche Veränderung der Oberflächenrauigkeit der zu untersuchenden Kunststoffe nach Behandlung mit den Desinfektionsmitteln zu beurteilen, wurde der Oberflächenrauigkeitsabstand Delta Ra ( $\Delta Ra$ ) berechnet. Positive Werte entsprechen einer Erhöhung der Oberflächenrauigkeit der Prüfkörper, negative Werte entsprechen einer Verringerung der Oberflächenrauigkeit.

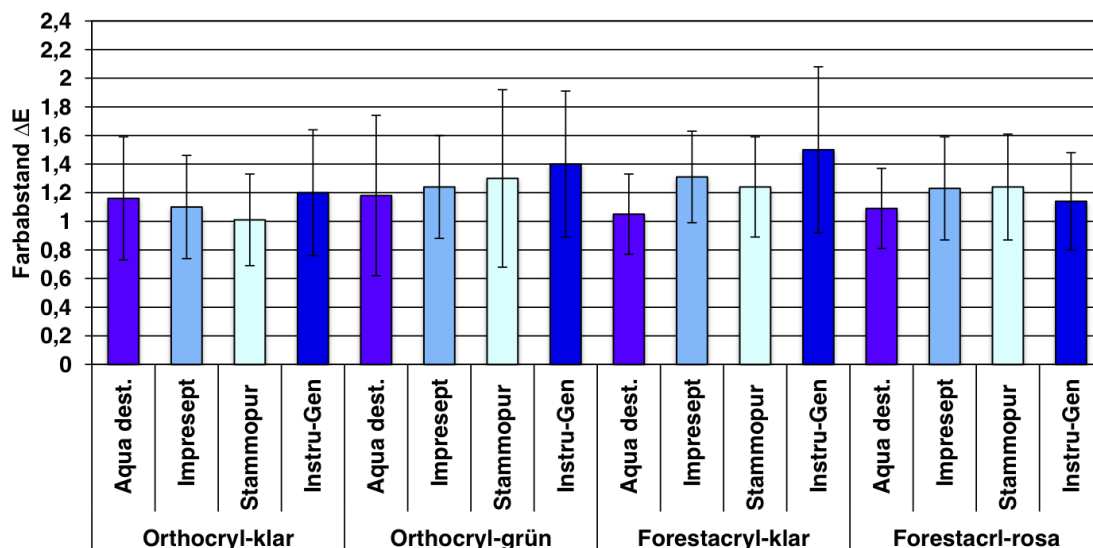
Die Oberflächenrauigkeit der klaren Orthocryl Prüfkörper nahm durch die Behandlung mit den Desinfektionsmitteln bzw. Aqua Dest. zu. Wie aus Abb. 14 zu erkennen ist, war die Erhöhung der Oberflächenrauigkeit durch die Desinfektion mit Stammopur am größten ( $\Delta Ra$  0,19 $\mu m$ ). Den geringsten Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit von Orthocryl-klar hatte Instru-Gen ( $\Delta Ra$  0,05 $\mu m$ ). Die Änderungen durch die Desinfektionsmittel waren nicht signifikant. Beim eingefärbten Orthocryl Kunststoff waren die Veränderungen der Oberflächenrauigkeit durch die Desinfektionsmittel größer. Auch hier kam es zu einer Erhöhung von Ra durch alle Desinfektionsmittel und Aqua Dest.. Zur größten Erhöhung der Oberflächenrauigkeit kam es durch die Desinfektion mit Instru-Gen ( $\Delta Ra$  0,49 $\mu m$ ). Dagegen führte die Desinfektion mit Stammopur zur

geringsten Erhöhung von Ra ( $\Delta Ra$  0,10 $\mu m$ ). Auch hier konnte keine Signifikanz zur Referenzreihe festgestellt werden.

Beim dritten untersuchten Kunststoff Forestacryl-klar kam es durch die 60-minütige Wasserlagerung zu einer Abnahme der Oberflächenrauigkeit von  $\Delta Ra$  -0,27 $\mu m$ . Die größte Erhöhung hingegen wurde durch die Desinfektion mit Stammopur ermittelt ( $\Delta Ra$  0,40 $\mu m$ ). Die geringste Erhöhung der Oberflächenrauigkeit wurde durch die Desinfektion mit Impresept beobachtet ( $\Delta Ra$  0,01 $\mu m$ ). Zwischen den wassergelagerten Proben und den Proben, die mit Stammopur desinfizierten wurden, konnte eine Signifikanz festgestellt ( $p=0,043$ ).

Die eingefärbten Forestacryl Probekörper reagierten unterschiedlich auf die Desinfektionsmittel bzw. Aqua Dest.. Der größte  $\Delta Ra$ -Abstand wurde durch die Desinfektion mit Instru-Gen ermittelt ( $\Delta Ra$  0,24 $\mu m$ ), die geringste Erhöhung von Ra wurde durch die Wasserlagerung festgestellt ( $\Delta Ra$  0,10 $\mu m$ ). Zu einer Verringerung der Oberflächenrauigkeit kam es durch die Desinfektion mit Stammopur ( $\Delta Ra$  -0,02 $\mu m$ ). Die Veränderungen durch die Wasserlagerung und die Desinfektionsmittel waren statistisch nicht signifikant.

#### 4.1.5 Farbversuch



**Abb. 15** Mittelwerte und Standardabweichungen der Kunststoffe, keine signifikanten Veränderungen der Farbe nachweisbar



Als Referenzgruppe wurden bei allen vier Kunststoffen die jeweils trockenen Prüfkörper herangezogen. Es wurde der Farbabstand ( $\Delta E$ ) zu den trockenen Proben nach Wasserlagerung und Desinfektion der Prüfkörper ermittelt.

Wie aus Abb. 15 zu erkennen ist, bewirkte sowohl die Wasserlagerung, als auch die Desinfektion der Proben eine Farbdifferenz bei allen hier getesteten Kunststoffen.

Bei Orthocryl-klar war die größte Veränderung bei den mit Instru-Gen desinfizierten Proben zu finden ( $\Delta E=1,2$ ). Den geringsten Einfluss hatte Stammopur ( $\Delta E=1,01$ ).

Auch beim Kunststoff Orthocryl-grün wurde der größte Farbabstand nach der Desinfektion mit Instru-Gen zu verzeichnet. Die geringste Farbveränderung wurde nach der 60 minütigen Wasserlagerung gemessen ( $\Delta E=1,18$ ).

Bei den klaren Forestacryl Proben war der Farbabstand nach Behandlung mit Instru-Gen vergleichsweise am größten ( $\Delta E=1,5$ ), ebenfalls rief die Wasserlagerung die geringste Veränderung hervor ( $\Delta E=1,05$ ).

Die Desinfektion mit Stammopur rief bei Forestacryl-rosa die größten Farbveränderungen hervor ( $\Delta E=1,24$ ). Die geringsten Veränderungen verursachte die 60-minütige Wasserlagerung ( $\Delta E=1,09$ ).

## 5 Diskussion

Die in der Zahnmedizin eingesetzten Kunststoffe blicken auf eine lange Geschichte zurück und sind seit Jahren Gegenstand vieler Untersuchungen. Ständige Verbesserungen und Weiterentwicklungen machen sie zu einem bewährten dentalen Werkstoff.

Kunststoffe, die in der Kieferorthopädie Verwendung finden, gehören größtenteils zu den Kaltpolymerisaten (Kahl-Nieke 1995). Sie werden mithilfe der Anteig- oder Streutechnik verarbeitet. Dies ermöglicht eine effiziente Herstellung. Obwohl sie im Gegensatz zu prothetischen Arbeiten in der Regel eine geringere Nutzungsdauer haben, müssen sie dennoch den DIN-Standards gerecht werden.

Die Desinfektion der kieferorthopädischen Apparaturen gehört in der Praxis zur Routine. Die Werkstücke müssen laut Bundesgesundheitsblatt (1998) immer desinfiziert werden, wenn sie das Labor bzw. die Praxis verlassen. Nur so können mögliche Kontaminationsketten unterbrochen werden und das zahnärztliche Personal geschützt werden (Engelhardt 1967, Biffar und Bitschnau 1991).

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung der werkstoffkundlichen Eigenschaften kieferorthopädischer Kunststoffe, vor und nach Desinfektion und die daraus resultierenden möglichen Veränderungen. In der Literatur finden sich, mit Ausnahme einer Studie von Dürr et al. (2008) keine Untersuchungen, die sich mit kieferorthopädischen Kunststoffen und ihrem Verhalten nach Desinfektion beschäftigen. Die folgenden Vergleiche mit den Literaturquellen beziehen sich daher größtenteils auf Untersuchungen mit verschiedenen Prothesenbasismaterialien. Auch hier ergeben sich Schwierigkeiten, da sowohl die untersuchten Kunststoffe, die Prüfkörpergestaltung, als auch die verwendeten Desinfektionsmittel mit dem vorliegenden Untersuchungsaufbau nicht identisch waren.

## 5.1 Material und Methodik

Bei den hier untersuchten kieferorthopädischen Kunststoffen Orthocryl und Forestacryl handelt es sich um typische kieferorthopädische Kunststoffe. Mit der Entscheidung zusätzlich eine eingefärbte Variante beider Materialien zu verwenden, sollte überprüft werden, ob sich die farblosen Probekörper nach der Desinfektion bezüglich der untersuchten Eigenschaften anders verhalten, als die eingefärbten Probekörper. Die Herstellung der Proben erfolgte laut Herstellerangaben. Die Ausgangssubstanzen (Monomer und PMMA-Pulver) wurden von den Herstellern bereitgestellt. Bei Forestacryl-rosa befand sich das Pigment bereits im Pulver. Bei Orthocryl-grün erfolgte die Einfärbung des Kunststoffes durch Vermischen von Monomer und Farbkonzentrat. Das Mischungsverhältnis wurde stets genau eingehalten und mittels Waage überprüft, dennoch waren geringe Abweichungen innerhalb der Probengruppen nicht auszuschließen. Da praxisnah gearbeitet werden sollte, wurden die Prüfkörper mit der Streutechnik hergestellt. Anzumerken ist, dass beim Streuen exakt die Methodik eingehalten werden musste. Demnach wurde kontinuierlich im Wechsel Polymer und Monomer geschichtet, es durfte weder zu viel Monomer noch zu viel Polymer verwendet werden und die Flüssigkeit musste komplett vom Pulver aufgenommen werden (Janda und Greiner 2000). Laut Welker (1998) führt zu wenig Monomer zu einer Eintrübung des Kunststoffes. Letztendlich sind auch bei der präzisen Ausführung dieser Verarbeitungsmethode individuelle Unterschiede nicht zu vermeiden. Welker (1996) stellte diesbezüglich fest, dass gestreute Kunststoffe daher auch mehr Inhomogenitäten aufweisen als mit anderen Techniken verarbeitete Prothesenkunststoffe.

Nachdem der Kunststoff auspolymerisiert war, wurden die Prüfkörper von den Überschüssen befreit und manuell auf die laut DIN-Vorschrift vorgegebenen Maße reduziert. Anschließend wurden die Prüfkörper bis zu einer Körnung von 2400 poliert. Die Maße wurden dabei fortlaufend mittels Messschieber kontrolliert. Prüfkörper die nach der Ausarbeitung nicht den Abmessungen entsprachen, wurden umgehend aussortiert. Es war bei der Menge an Prüfkörpern nicht möglich alle Kunststoffproben zeitgleich herzustellen, sodass einige Kunststoffproben länger einem Austrocknungsprozess an der Luft

ausgesetzt waren, als andere. Um die Prüfkörper hier in einen einheitlichen Ausgangszustand zu überführen, lagerten sie daher für 24 Stunden in destilliertem Wasser und für weitere 24 Stunden im Trockenschrank. Direkt danach erfolgten die Versuche mit den trockenen Probekörpern.

Als erstes wurden die trockenen Prüfkörper hinsichtlich ihrer werkstoffkundlichen Eigenschaften getestet.

Für die zweite Versuchsreihe lagerten die Prüfkörper für 60 Minuten in destilliertem Wasser und wurden daraufhin geprüft.

Die daran anschließende Desinfektion der Prüfkörper erfolgte laut Herstellerangaben. Das Desinfektionsmittel Impresept lag bereits gebrauchsfertig vor. Die übrigen Desinfektionsmittel wurden vor den Versuchen angemischt. Auch hier wurde genau auf das Mischungsverhältnis geachtet. Dennoch ist anzumerken, dass ein gebrauchsfertiges Desinfektionsmittel den manuell anzumischenden Desinfektionsmitteln hinsichtlich der Konzentrationsgenauigkeit überlegen erscheint. So könnten durch das Abmessen Rückstände des dickflüssigen Konzentrats in den Messbehältern verblieben sein, die das Mischungsverhältnis beeinflussen konnten. Eine niedrigere Konzentration wäre die Folge.

Alle Proben einer Versuchsreihe wurden gleichzeitig mit dem jeweiligen Desinfektionsmittel behandelt. Es konnten aber im Anschluss nicht alle Probekörper zeitgleich geprüft werden. Daher war es nicht zu vermeiden, dass nach der Desinfektion einige Prüfkörper länger unter Raumluftbedingungen lagerten als andere. Was möglicherweise eine stärkere Austrocknung zur Folge hatte.

Desinfiziert wurde einmalig. Zu überprüfen war, ob es bereits bei einem Desinfektionsvorgang zu Veränderungen der getesteten Parameter kommt. Eine Aussage zu Veränderungen der werkstoffkundlichen Eigenschaften nach mehrfacher Desinfektion kann aus dieser Untersuchung nicht getroffen werden. Die verschiedenen Prüfanordnungen sollten einen Überblick über den Einfluss der Desinfektionsmittel auf klinisch bedeutsame Eigenschaften liefern. Untersucht wurden dabei sowohl Auswirkungen auf die oberflächennahen Schichten, als auch auf die tiefer liegenden Schichten der untersuchten Kunststoffproben.

Die Prüfung der Makrohärte erfolgte mittels eines etablierten Versuchsaufbaus und lieferte dabei eine Vielzahl von Informationen über Oberflächen- und Volumenstrukturen eines Prüfkörpers (Grellmann und Seidler 2005). Zu beachten war, dass bei diesem Versuch die Vorlast richtig zu wählen war und der Prüfkörper unter Beachtung des Mindestabstandes zum Prüfkörperperrand und zum nächsten Messpunkt positioniert wurde. Ein Abweichen hätte eine Verzerrung der Ergebnisse zur Folge gehabt. Dieses konnte durch ständige Kontrolle des Versuchsaufbaus ausgeschlossen werden.

Die Mikrohärteprüfung erfolgte definitionsgemäß nach ISO 14577. Dabei beschränkte sich die Aussage gezielt auf den oberflächennahen Bereich. Bereits Sofou et al. (2001) stellten fest, dass die Oberflächenqualität von PMMA-Kunststoffen vom Polymerisations- und Verarbeitungsverfahren abhängig ist. Da bei der hier verwendeten Streumethode das Aufkommen von Inhomogenitäten nicht ausgeschlossen werden konnte, gab es auf einigen Prüfkörpern Bereiche mit erhöhter Rauhtiefe. Klinisch stellten sich diese Bereiche als weiße makroskopische Verfärbungen und Porositäten an der Kunststoffoberfläche dar. Hinzu kam, dass durch die manuelle Politur verschiedene Riefentiefen hervorgerufen wurden. Bei der Versuchsdurchführung wurde darauf geachtet, dass größere Unregelmäßigkeiten von der Messung ausgeschlossen wurden. Kleinere Unebenheiten im Kunststoff wurden miteinbezogen, da diese sich klinisch ebenfalls nicht vermeiden lassen.

Neben der Makro- und Mikrohärte der Kunststoffe wurde die Untersuchung des Elastizitätsmoduls und der Biegespannung gewählt. Elastizitätsmodul und Biegespannung zählen zu den wichtigsten mechanischen Kenngrößen bei der Beurteilung von Kunststoffen. Die Ausführung des Drei-Punkt-Biegeversuchs ist unkompliziert und liefert aussagekräftige Ergebnisse (Grellmann und Seidler 2005). Dabei bedeutet ein hoher E-Modul auch eine hohe Biegefestigkeit der Kunststoffprobe (Schneider und Kott 1997). Vor diesem Versuch wurden die Prüfkörper nochmals vermessen und die Abmaße in einem an die Prüfmaschine angeschlossenen Computer eingegeben. Fehlerhafte Ergebnisse durch differierende Abmaße der Prüfkörper, wie sie Schwickerath (1961) beschrieb, konnten somit vermieden werden. Weiterhin wurde auf eine exakte und symmetrische Platzierung der Prüfkörper auf der Prüfvorrichtung geachtet.

Da es bei einigen Prüfkörpern vor dem Erreichen der Normbiegespannung von 3,5% bereits zum Bruch kam bzw. einige Prüfkörper ihr Kraftmaximum noch nicht erreicht hatten, wurde abweichend von ISO 178:2003 eine Biegespannung von 1% Durchbiegung festgelegt. Somit waren die Ergebnisse untereinander vergleichbar.

Als weitere wichtige Eigenschaft von Kunststoffen wurde die Oberflächenqualität bewertet. Da in diesem Versuch die mikrogeometrische Struktur der Prüfkörper untersucht wurde, waren hier die meisten Veränderungen nach der Desinfektion zu erwarten. Wie schon Zisis et al. (2000) bemerkten, erschwert eine glatte Oberfläche die Plaqueanlagerung und trägt demnach entscheidend zur Hygiene des Werkstückes bei. Beim Versuchsaufbau war darauf zu achten, dass es während des Prüfvorgangs nicht zum Verrutschen der Prüfkörper auf der Glasplatte kam. Aus diesem Grund wurden die Prüfkörper auf der Unterlage fixiert, so konnten ungenaue Messungen durch Verschieben der Kunststoffproben auf der Glasplatte sicher vermieden werden. Um Verfälschungen der Ergebnisse durch die bereits erwähnten herstellungsbedingten Inhomogenitäten der Prüfkörper und durch die manuelle Politur zu minimieren, wurden die Prüfstrecken sorgfältig ausgewählt. Zunächst wurde die Oberflächenrauigkeit der trockenen Probekörper ermittelt, anschließend wurden die Proben in Aqua Dest. gelagert bzw. desinfiziert. Im Anschluss wurde erneut die Oberflächenrauigkeit der identischen Prüfkörper gemessen. Aus den jeweiligen Werten der einzelnen Prüfkörper wurde  $\Delta Ra$  berechnet und es konnte abgelesen werden, ob und wie sich die Oberflächenqualität verändert hat.

Es wurde weiterhin ein möglicher Einfluss des Desinfektionsvorgangs auf die Farbe der Prüfkörper untersucht. Das dazu eingesetzte Spectrophotometer wird in der zahnärztlichen Praxis zur Bestimmung von Zahnfarben verwendet. In der vorliegenden Studie handelte es sich allerdings vor allem um transparente kieferorthopädische Kunststoffe. Dennoch war das Gerät in der Lage, die Farbveränderung auch dieser Probekörper durch die Bestimmung des allgemeinen  $L^*a^*b^*$ -Wertes festzustellen. Somit ließ sich durch Vergleich der Werte, vor und nach der Desinfektion ein  $\Delta E$ -Wert ermitteln. Um die Ergebnisse zu standardisieren, wurden alle Prüfkörper auf einem grauen Untergrund geprüft. Ein Adapter ermöglichte die identische Platzierung der Sondenspitze

des Spectrophotometers auf den einzelnen Prüfkörpern vor und nach der Desinfektion. Die trockene Prüfkörperreihe wurde bei diesem Versuch als Referenz herangezogen, wodurch sich  $\Delta E$  berechnen ließ.

## **5.2 Diskussion der Ergebnisse und Vergleich mit der Literatur**

### **5.2.1 Wasserlagerung**

Die 60-minütige Wasserlagerung hatte keinen signifikanten Einfluss auf die getesteten werkstoffkundlichen Eigenschaften der Kunststoffe. Die Wasserlagerung entsprach der maximalen Zeit einer typischen Desinfektion. So betrug die Dauer der Desinfektion mit Stammopur und Instru-Gen 60 Minuten. Da Wasser eine Hauptkomponente der Desinfektionsbäder ist, konnte somit im Vorfeld ausgeschlossen werden, dass eine mögliche Veränderung der mechanischen Parameter nur auf das Eindringen von Wasser in den Kunststoff zurückzuführen war (Ferracane 2005). Eine grundsätzliche Aussage über die Veränderung der werkstoffkundlichen Eigenschaften durch eine Wasserlagerung der Proben konnte in dieser Untersuchung nicht getroffen werden, da die maximale Wasseraufnahme von PMMA erst nach vier Tagen Wasserlagerung erreicht wird (Janke 1957, Schwickerath 1980, Pfeiffer 2004).

### **5.2.2 Makrohärte**

Aus Abb. 10 (S. 42) ist zu erkennen, dass Orthocryl härter als Forestacryl war. Dabei war der grüne Orthocryl Kunststoff insgesamt härter als der Farblose. Das Ergebnis konnte statistisch gesichert werden. Diese Beobachtung kann nur durch das Vorhandensein von Pigmenten erklärt werden, da die Zusammensetzung der beiden Kunststoffe laut Herstellerangaben ansonsten identisch war. Zudem wurde das gleiche Polymerpulver zum Streuen der Kunststoffprüfkörper verwendet. In der Literatur konnten keine Untersuchungen gefunden werden, die sich mit der Kugeldruckhärte verschiedenfarbiger kieferorthopädischer Kunststoffe beschäftigten.

Bei Orthocryl-klar konnten signifikante Veränderungen der Kugeldruckhärte durch die Desinfektionslösungen gefunden werden. So kam es gegenüber der Referenzreihe trocken und nass, zu einer Abnahme der Kugeldruckhärte bei den Proben die mit Stammopur oder Instru-Gen desinfiziert wurden. Die Desinfektion mit Stammopur führte hierbei zur größten Beeinflussung der Kugeldruckhärte.

Auch bei den grünen Orthocryl Proben gab es eine Verringerung der Makrohärte zwischen der Referenzreihe und den Prüfkörpern in Instru-Gen.

Sowohl bei Forestacryl-klar, als auch bei Forestacryl-rosa kam es zu einer signifikanten Veränderung der Makrohärte durch die Desinfektion mit Impresept. Wobei es bei den klaren Prüfkörpern zu einer Abnahme der Kugeldruckhärte kam und bei den rosa Prüfkörpern zu einer Zunahme. Eine eindeutige Erklärung für diese gegensätzlichen Ergebnisse ließ sich nicht finden. Da der Versuchsaufbau und das Desinfektionsmittel identisch waren, kann eine mögliche Ursache in der Pigmentierung des Forestacryl Kunststoffes liegen. Eine Referenz in der Literatur wurde dazu nicht gefunden. Eine andere mögliche Fehlerquelle ist in der manuellen Herstellung der Prüfkörper zu suchen, die Schwankungen in der Zusammensetzung der einzelnen Prüfkörper nicht ausschließen lässt. Zusammenfassend ließ die Untersuchung der Kugeldruckhärte erkennen, dass alle hier getesteten Desinfektionsmittel einen Einfluss auf die Kunststoffe hatten. In den meisten Fällen kam es zu einer Verringerung der Kugeldruckhärte durch die Desinfektionsmittel. Diese Veränderung bedeutet klinisch eine Abnahme der Gesamtfestigkeit der kieferorthopädischen Kunststoffe, was sich wiederum negativ auf die Frakturanfälligkeit der kieferorthopädischen Apparaturen auswirken kann. Diese ist, wie bereits Stafford et al. (1983) beschrieben haben, bei jungen Patienten erhöht.

Die Literaturrecherche bot keine Untersuchung zur Kugeldruckhärte von PMMA-Kunststoffen vor und nach Desinfektion, sodass die Ergebnisse dieser Arbeit nicht mit anderen Studien verglichen werden konnten.



### 5.2.3 Mikrohärte

Eine Verringerung der Mikrohärte bedeutet klinisch einen Verlust an Abrasionsstabilität (Ferracane 1984).

In der vorliegenden Studie konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Kunststoffen (trockenen) bezüglich der Mikrohärte nachgewiesen werden.

Alle Desinfektionsmittel übten einen signifikanten Einfluss auf die Mikrohärte aus.

Aus Abb. 11 (S. 44) ist zu erkennen, dass die Desinfektion mit Instru-Gen bei Orthocryl-klar zu einer Verringerung der Makrohärte führte und bei Orthocryl-grün zu einer Erhöhung. Die gegensätzlichen Ergebnisse der signifikanten Veränderungen können nicht eindeutig erklärt werden. Eine Ursache dafür ist eventuell in der Pigmentierung des Orthocryl- Kunststoffes zu suchen.

Bei den beiden Forestacryl Kunststoffen war eine signifikante Änderung der Mikrohärte durch die Desinfektion mit Impresept, Stammopur und Instru-Gen feststellbar. Durch die Desinfektion mit Instru-Gen verringerte sich nur die Mikrohärte von Forestacryl-klar signifikant. Die Behandlung mit Stammopur verringerte bei beiden Kunststoffen die Mikrohärte signifikant, dagegen erhöhte Impresept die Mikrohärte. Festzuhalten ist, dass die Desinfektion mit Instru-Gen bei Apparaturen aus Orthocryl nicht zu empfehlen ist. Forestacryl sollte dagegen mit keinem der hier untersuchten Desinfektionsmittel desinfiziert werden. Beide Desinfektionsmittel beeinflussten die Mikrohärte signifikant.

Kritisch sollte der hohe Standardfehler betrachtet werden. Er zeigt auf, dass die einzelnen Werte starken Schwankungen unterlagen. Was wiederum an den bereits erwähnten Inhomogenitäten, hervorgerufen durch die Herstellungsmethode der Kunststoffe, gelegen haben könnte.

Der Vergleich mit der Literatur war nicht möglich, da keine Studien für die betrachteten Kunststoffe und deren mögliche Veränderung durch Desinfektionen gefunden wurden. Einen Anhaltspunkt lieferte die Studie von Azevedo et al. (2006), die das Verhalten zweier Unterfütterungskunststoffe und eines Heißpolymerisates in verschiedenen Desinfektionsmitteln überprüfte. Hier konnte eine geringe Härtesteigerung nach siebentägiger Lagerung in den Desinfektionsmitteln bei nur einem Kunststoff verzeichnet werden. Bei

Neppelbroek et al. (2005) wurden zwei Heißpolymerisate untersucht. Diese reagierten anfänglich mit einer geringen Härteabnahme. Nach 15 tägiger Wasserlagerung war dieser Effekt allerdings verschwunden.

Da es in dieser Untersuchung zu signifikanten Änderungen der Mikrohärtigkeit nach nur einmaliger Desinfektion gekommen war, können die in der Literatur gefundenen Resultate für die hier getesteten kieferorthopädischen Kunststoffe nicht bestätigt werden.

#### **5.2.4 Elastizitätsmodul und Biegespannung**

Zu untersuchen war, ob E-Modul und Biegespannung der kieferorthopädischen Kunststoffe auch nach der Desinfektion mit den Testlösungen unverändert blieben. Wie Robinson et al. (1987) berichteten, können Desinfektionsmittel Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften von Kunststoffen ausüben. Der Vergleich mit der Literatur gestaltete sich schwierig, da keine Studien gefunden werden konnten, die den E-Modul und die Biegespannung von kieferorthopädischen Kunststoffen vor und nach Desinfektion betrachteten. In der Studie von Rossiwall et al. (1984) wurde den beiden Kunststoffen Orthocryl und Forestacryl eine ausreichende Festigkeit bescheinigt. Auch in der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die beiden Kunststoffe vor und nach der Desinfektion den diesbezüglichen Anforderungen entsprachen. Orthocryl zeigte unabhängig von der Farbe durchgehend einen signifikant höheren E-Modul als Forestacryl. Forestacryl-rosa hatte einen statistisch nachweisbar höheren E-Modul als Forestacryl-klar. Dieser Umstand konnte auch für die Biegespannung bestätigt werden. Des Weiteren konnte festgestellt werden, dass keines der Desinfektionsmittel Einfluss auf den Elastizitätsmodul oder auf die Biegespannung bei allen hier untersuchten Kunststoffproben ausübte. Somit konnte die Aussage von Robinson et al. (1987) für die Biegeeigenschaften der kieferorthopädischen Kunststoffe in dieser Untersuchung nicht bestätigt werden. Ebenfalls konnte eine Verminderung der Biegeeigenschaften durch die Wasserzufuhr der Desinfektionsmittel, im Sinne eines Weichmachereffektes, wie er in den Untersuchungen von Takahashi et al. (1998) und Ferracane (2005) beschrieben wurde, nicht bestätigt werden.

Allerdings diene die Untersuchung von Takahashi et al. (1998) und Ferracane (2005) dabei nur als Anhaltspunkt für den verwendeten Versuchsaufbau, da sich sowohl Kunststoffe und Methode unterschieden. Der Nachweis eines möglichen Effektes wäre möglicherweise bei einer vermehrten oder längeren Lagerung der Prüfkörper in den Desinfektionslösungen denkbar.

### 5.2.5 Oberflächenrauigkeit

Durch Bewertung der Oberflächenrauigkeit konnte eine Aussage zur mikrogeometrischen Struktur der Kunststoffe vor und nach Desinfektion getroffen werden. Wie schon Zissis et al. (2000) bemerkten, ist die Wahrscheinlichkeit der Plaqueanlagerung auf Prothesen und somit auch auf kieferorthopädische Apparaturen umso geringer, je glatter eine Oberfläche ist.

Aus Abb. 14 (S. 50) ist zu erkennen, dass die Wasserlagerung und die Desinfektion der PMMA-Kunststoffe fast ausschließlich zu einer Verschlechterung der Oberflächenrauigkeit führte. Dabei wurde die stärkste Verschlechterung durch die Desinfektion der eingefärbten Orthocryl Prüfkörpern mit Instru-Gen ermittelt. Nur die Lagerung der klaren Forestacryl Prüfkörper in Aqua Dest. und die Desinfektion der eingefärbten Forestacryl Proben mit Stammopur verbesserte die Oberflächenrauigkeit. Ein signifikanter Unterschied bestand zwischen den in Aqua Dest. gelagerten und den mit Stammopur desinfizierten Forestacryl-klar Prüfkörpern. Dennoch sollte auch bedacht werden, dass die in dieser Studie festgestellten signifikanten Veränderungen der Oberflächenqualität auch durch die manuelle Bearbeitung und die Politur der einzelnen Prüfkörper einer Versuchsreihe hervorgerufen wurden sein konnten. Obwohl jeweils die identischen Prüfkörper vor und nach Desinfektion untersucht wurden, kann nicht ausgeschlossen werden, dass auch die exakten Prüf Strecken wieder aufgenommen wurden und somit das Ergebnis beeinflusst haben. Zur exakten Beurteilung der Oberflächenrauigkeit sollten daher weitere Untersuchungen mit einer größeren Probenanzahl zur möglichen Verringerung der Standardabweichung ausgeführt werden.

In einem ähnlichen Versuch von Azevedo et al. (2006) konnte auch nach mehreren Versuchsdurchgängen keine Veränderung der Oberflächenrauigkeit

festgestellt werden. In einer Untersuchung von Da Silva et al. (2008) wurde eine Erhöhung der Oberflächenrauigkeit von Kaltpolymerisaten durch Natriumperborat erst nach 10-maliger Desinfektion hervorgerufen.

### 5.2.6 Farbverhalten

Die Ergebnisse des Farbversuches (Abb. 15, S. 51) zeigen, dass es sowohl durch die Wasserlagerung, als auch durch die Desinfektion zu einer Veränderung der Farbe gekommen war.

Beim Kunststoff Orthocryl-klar war die größte Farbdifferenz nach der Desinfektion mit Instru-Gen zu verzeichnen.  $\Delta E$  entsprach hier 1,2. Er ist damit nach Hellerich et al. (2004) und Gall (2009) nur sehr gering wahrnehmbar und nach Gierling für Laien gleich. Die anderen Werte lagen darunter und somit mit dem menschlichen nicht als Farbunterschied zu erkennen.

Die eingefärbten Orthocryl Prüfkörper reagierten in Relation zu Orthocryl-klar mit einer stärkeren Farbdifferenz durch die Wasserlagerung und Desinfektion. Auch hier war  $\Delta E$  nach Desinfektion mit Instru-Gen am größten. Der Wert lag bei  $\Delta E=1,4$  und würde somit sehr gering als Farbunterschied sichtbar sein (Hellerich et al. 2004 Gall 2009), dies konnte jedoch klinisch nicht bestätigt werden.

Auch bei Forestacryl-klar war die größte Farbdifferenz nach Desinfektion mit Instru-Gen zu verzeichnen. Hier lag die Farbdifferenz bei 1,5. Optisch konnte allerdings auch hier kein Farbunterschied festgestellt werden.

Dahingegen wurde bei den eingefärbten Forestacryl Prüfkörpern der größte Farbunterschied nach Desinfektion mit Stammopur ermittelt. Dieser lag  $\Delta E$  1,24 in einem Bereich, der nur durch das geübte Auge sichtbar ist.

Insgesamt war keine der Veränderungen auch statistisch nachweisbar. Die Änderungen lagen gänzlich über  $\Delta E=1$ , was prinzipiell einem sehr gering sichtbaren Farbabstand entspricht. Diese Veränderungen waren durch den Untersucher nicht zu bestätigen. Dies lässt sich eventuell dadurch erklären, dass in Vorversuchen festgestellt wurde, dass bei mehrmaliger Messung desselben Punktes auf einem Probekörper bereits Unterschiede in den  $L^*a^*b^*$ -Werten festgestellt werden konnten. Zum anderen liegt der Grund möglicherweise im verwendeten Spectrophotometer. Das VITA Easysshade

Farbbestimmungsgerät wurde ursprünglich nur für die Bestimmung der Zahnfarbe in der zahnärztlichen Praxis konzipiert und könnte bei den durchgeführten Messungen von eingefärbten und klaren/transparenten Prüfkörpern eventuell Messfehler produziert haben.

Zusammenfassend konnte in dieser Studie kein sichtbarer Farbunterschied zwischen den trockenen PMMA-Prüfkörpern und den Prüfkörpern in den jeweiligen Desinfektionslösungen festgestellt werden.

Im Vergleich mit der Literatur konnten die gefundenen Ergebnisse bestätigt werden. Weder in der Studie von Dürr et al. (2008) noch in der Untersuchung von Ma et al. (1997) konnten signifikante Farbdifferenzen nach der Desinfektion von Kunststoffen festgestellt werden. In der Studie von Dürr et al. (2008) wurde ein Desinfektionsmittel (Impresept) untersucht. 36 Prüfkörper wurden auf jeweils 4 Stellen gemessen. Es wurden sowohl Heiß- als auch Kaltpolymerisate (Paladon 65 und PalaXpress, Fa Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG) untersucht. Die Kunststoffplättchen wurden einmalig für 10 Minuten im Tauchbad desinfiziert und anschließend mittels Spektrophotometer vermessen. Als Maß für den Farbabstand zwischen der Referenzreihe (ohne Desinfektion) und der Prüfreihe (mit Desinfektion) wurde Delta E ( $\Delta E$ ) ermittelt. Bei der Untersuchung der Heiß- und Kaltpolymerisate wurden  $\Delta E$  Werte  $\leq 1$  ermittelt (ausgenommen 3 Prüfkörper eines Heißpolymerisats).

Für weitere Untersuchungen bezüglich dieser Thematik wäre eine geringere Dicke der Prüfkörper empfehlenswert. Somit könnten die durch die herstellungsbedingte Streutechnik entstandenen sichtbaren Kunststoffschichten in den Prüfkörpern reduziert werden.

### **5.3 Klinische Relevanz der Ergebnisse**

Die hier untersuchten kieferorthopädischen Kunststoffe werden in der Praxis zur Herstellung von Platten, funktionskieferorthopädischen Geräten, Schienen und Splints eingesetzt. Die Desinfektion der Apparaturen ist unumgänglich, sobald diese in der Zahntechnik bearbeitet oder repariert werden müssen.

Kieferorthopädische Kunststoffe sind besonderen Belastungen ausgesetzt. Zu nennen sind hierbei das im Vergleich zu Prothesen häufigere Ein- und Ausgliedern der Geräte pro Tag. So werden die Apparaturen beim Essen,

Spielen und beim Sport nicht getragen. Gerade bei herausnehmbaren Plattenapparaturen kommt es zu einer zusätzlichen Spannung im Kunststoff, wenn die Drahtelemente beim Raus- und Reinnehmen der Geräte in den Mund aufgebogen werden. Daher ist es wichtig, dass kieferorthopädische Kunststoffe ihre Biegeeigenschaften auch nach mehrmaliger Desinfektion beibehalten. Das gleiche gilt für die Härte der Kunststoffe. Wenn die Härte des Kunststoffes, sowie seine Biegeeigenschaften durch die Desinfektion verringert werden, bricht dieser schneller. Aktive Elemente in kieferorthopädischen Apparaturen, wie Federn u.ä. können schneller ausbrechen und die Geräte wären generell frakturanfälliger.

In dieser Studie veränderte sich die Makro- und Mikrohärtigkeit der Kunststoffe durch alle Desinfektionsmittel signifikant. Dabei fiel der Einfluss der Desinfektionsmittel auf die Kunststoffe verschieden aus. Generell kann festgestellt werden, dass Orthocryl der härteste Kunststoff war. Als Desinfektionsmittel für Orthocryl kann Impresept empfohlen werden, da es hier zu keiner Veränderung kam. Forestacryl dagegen reagierte auf alle Desinfektionsmittel mit einer Veränderung der Makro- und Mikrohärtigkeit. Hier kann keines der untersuchten Desinfektionsmittel empfohlen werden. Die Qualität der Oberfläche und die Farbe sind die Eigenschaften eines Kunststoffes, die vom Patienten am ehesten bewertet werden können. Dabei ist eine glänzende, homogene Oberfläche und eine beständige Farbe entscheidend. Eine glatte Oberfläche ist deshalb von großer Bedeutung, da die in der Kieferorthopädie eingesetzten Werkstücke im Gegensatz zu Prothesen häufig nicht den ganzen Tag getragen werden können oder sogar nicht getragen werden dürfen. Gerade bei den funktionskieferorthopädischen Geräten kommt es vermehrt zu Sprachbehinderungen, die von den jungen Patienten in der Freizeit nicht toleriert werden. Zudem gibt es ein Trageverbot der Apparaturen bei sportlicher Aktivität oder beim Essen. So werden funktionskieferorthopädische Geräte und Plattenapparaturen zum größten Teil tagsüber daheim und nachts getragen. Während der Ruhephasen befinden sich die herausnehmbaren Geräte meist in einer speziellen Spangenbox. Während dieser Zeit kann die angelagerte Plaque eintrocknen und lässt sich somit später schwerer entfernen. In dieser Untersuchung wurde eine signifikante

Verschlechterung der Oberfläche von Forestacryl-klar durch die Desinfektion mit Stammopur, bezogen auf die in Aqua Dest. gelagerte Referenz festgestellt. Die Farbe von Kunststoffen ist in der Kieferorthopädie von entscheidender Bedeutung. Mit der Farbauswahl wird versucht, die Mitarbeit der jungen Patienten bei der Behandlung mit herausnehmbaren Apparaturen dadurch zu steigern, dass sie aktiv bei der Farbgestaltung des Kunststoffes mitwirken können (Braun 2009, Korn 2005). Im Vergleich zu den prothetischen Kunststoffen, deren Farbgebung und Farberhalt entscheidend für das ästhetische Aussehen einer Prothese ist, spielt die Beständigkeit der Farbe einer kieferorthopädischen Apparatur eine eher untergeordnete Rolle. Dennoch sollte auch nach der Desinfektion die Farbe klinisch unverändert bleiben. Die Ergebnisse des Farbversuches zeigten nach der Desinfektion eine Veränderung, welche über einen Wert von  $\Delta E=1$  lag. Diese Veränderung soll für das geübte menschliche Auge sehr gering oder gar nicht wahrzunehmen sein. Durch den Untersucher konnte kein Farbunterschied nach der Desinfektion festgestellt werden.

Zusammenfassend veranschaulichen die Tabellen 6 bis 9 (S. 66 und 67) noch einmal die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchungen. Dabei wurde in den Tabellen eine signifikante Verschlechterung der spezifischen Kunststoffeigenschaften durch die Desinfektionsmittel mit einem Minus (-) dargestellt. Beim Vorliegen einer nicht signifikanten Veränderungen bzw. einer signifikanten Verbesserung der werkstoffkundlichen Eigenschaften durch die Desinfektion, wurde diese durch ein Plus (+) gekennzeichnet.

**Tab. 6** Zusammenfassung der Ergebnisse für den Kunststoff Orthocryl-klar

<b>Orthocryl-klar</b>			
	<b>Impresept</b>	<b>Stammopur</b>	<b>Instru-Gen</b>
Makrohärte	+	-	-
Mikrohärte	+	+	+
Biegeeigenschaften	+	+	+
Oberflächenrauigkeit	+	+	+
Farbbeständigkeit	+	+	+
<b>Summe (-5 bis +5)</b>	<b>+5</b>	<b>+4</b>	<b>+4</b>

**Tab. 7** Zusammenfassung der Ergebnisse für den Kunststoff Orthocryl-grün

<b>Orthocryl-grün</b>			
	<b>Impresept</b>	<b>Stammopur</b>	<b>Instru-Gen</b>
Makrohärte	+	+	-
Mikrohärte	+	+	-
Biegeeigenschaften	+	+	+
Oberflächenrauigkeit	+	+	+
Farbbeständigkeit	+	+	+
<b>Summe (-5 bis +5)</b>	<b>+5</b>	<b>+5</b>	<b>+3</b>

**Tab. 8** Zusammenfassung der Ergebnisse für den Kunststoff Forestacryl-klar

<b>Forestacryl-klar</b>			
	<b>Impresept</b>	<b>Stammopur</b>	<b>Instru-Gen</b>
Makrohärte	-	+	+
Mikrohärte	+	-	-
Biegeeigenschaften	+	+	+
Oberflächenrauigkeit	+	-	+
Farbbeständigkeit	+	+	+
<b>Summe (-5 bis +5)</b>	<b>+4</b>	<b>+3</b>	<b>+4</b>

**Tab. 9** Zusammenfassung der Ergebnisse für den Kunststoff Forestacryl-rosa

<b>Forestacryl-rosa</b>			
	<b>Impresept</b>	<b>Stammopur</b>	<b>Instru-Gen</b>
Makrohärte	+	+	+
Mikrohärte	+	-	+
Biegeeigenschaften	+	+	+
Oberflächenrauigkeit	+	+	+
Farbbeständigkeit	+	+	+
<b>Summe (-5 bis +5)</b>	<b>+5</b>	<b>+4</b>	<b>+5</b>



## 6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung eines möglichen Einflusses von verschiedenen Desinfektionsmitteln auf ausgewählte werkstoffkundliche Eigenschaften von zwei kieferorthopädischen Kunststoffen. Die Literaturrecherche dazu lieferte nahezu keine Studien, die sich mit den möglichen Veränderungen kieferorthopädischer Kunststoffe nach Desinfektion beschäftigten.

Untersucht wurden zwei Kaltpolymerisate, die in der kieferorthopädischen Technik zur Herstellung von herausnehmbaren Apparaturen bzw. zum Anfertigen von Splints in der kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Kombinationstherapie verwendet werden. Von beiden Kunststoffen wurden klare und eingefärbte Prüfkörper hergestellt. Letzteres um einen möglichen Einfluss der Pigmentierung auf die untersuchten Parameter bewerten zu können. Alle Probekörper wurden laut Normprüfkörper DIN EN ISO 3167:2003 und nach jeweiliger Herstellerangabe gefertigt. Als Produkte kamen drei Desinfektionsmittel zum Einsatz (Impresept, Stammopur DR, D 050 Instru-Gen). Nach der einmaligen herstellernormten Desinfektion wurden Mikrohärtigkeit, Makrohärte, Biegeeigenschaften, Oberflächenrauigkeit und das Farbverhalten untersucht. Als Referenz dienten trockene Prüfkörper. Die Beeinflussung der werkstoffkundlichen Parameter durch das alleinige Eindringen des Wassers aus den Desinfektionsmitteln wurde durch den Vergleich der trockenen Proben zu in destilliertem Wasser gelagerten Prüfkörpern (60 Minuten) ausgeschlossen.

Bei den werkstoffkundlichen Untersuchungen kam es zu keinen klinisch signifikanten Veränderungen der Biegeeigenschaften und der Farbe durch die Wasserlagerung und die Desinfektionsmittel.

Beim Härtetest konnte ein signifikanter Einfluss der Desinfektionsmittel sowohl bei der Makrohärte, als auch bei der Mikrohärtigkeit ermittelt werden. So waren die größten signifikanten Veränderungen der werkstoffkundlichen Eigenschaften durch die Desinfektion mit Instru-Gen zu beobachten. Die Desinfektion führte zu einer Verringerung der Makrohärte bei Orthocryl-klar und grün. Beim Mikrohärtetest kam es zu einer Verringerung der Härteeigenschaften bei Orthocryl-klar und Forestacryl-klar. Eine Erhöhung war bei Orthocryl-grün zu

verzeichnen. Den zweitgrößten Einfluss auf die Mikro- und Makrohärte der Kaltpolymerisate hatte das Desinfektionsmittel Stammopur. Hier kam es zu einer signifikanten Verringerung der Makrohärte bei Orthocryl-klar. Eine signifikante Verringerung der Mikrohärtigkeit wurde bei Forestacryl-klar/rosa beobachtet. Impresept hatte einen nachweisbaren Einfluss auf die Makro- und Mikrohärtigkeit von Forestacryl-klar/rosa. Die Makrohärte von Forestacryl-klar verringerte sich. Dahingegen kam es zu einer Erhöhung der Makrohärte durch die Desinfektion mit Impresept bei Forestacryl-rosa und der Mikrohärtigkeit bei Forestacryl-klar/rosa.

Bei der Untersuchung der Oberflächenrauigkeit führte die Desinfektion von Forestacryl-klar mit Stammopur zu einer nachweisbaren Verschlechterung der Oberflächenqualität.

Die Untersuchung der Farbstabilität nach Desinfektion ergab bei allen untersuchten kieferorthopädischen Kunststoffen ein  $\Delta E$ -Wert über 1, was jedoch klinisch zu keiner optisch wahrnehmbaren Veränderung führte.

Zusammenfassend konnte aus der hier vorliegenden Arbeit geschlossen werden, dass die Desinfektionsmittel Einfluss auf die untersuchten werkstoffkundlichen Eigenschaften der ausgewählten Kunststoffe hatten. Die größten signifikanten Veränderungen der werkstoffkundlichen Eigenschaften wurden in dieser Untersuchung durch die Desinfektion mit Instru-Gen festgestellt. Die geringsten signifikanten Veränderungen konnten bei Impresept gefunden werden. Insgesamt kann die Kombination aus dem Kunststoff Orthocryl mit dem Desinfektionsmittel Impresept bedenkenlos empfohlen werden. Hier kam es bei keinem Versuch zu einer klinisch signifikanten Veränderung durch dieses Desinfektionsmittel.

Ein Zusammenhang zwischen Veränderungen der werkstoffkundlichen Eigenschaften und klinischer Relevanz der Ergebnisse sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein. Wünschenswert wäre es dennoch, wenn von Seiten der Hersteller eine kunststoffspezifische Empfehlung geeigneter Desinfektionsmitteln getroffen würde.

## 7 Literaturverzeichnis

Al-Mulla MA, Huggett R, Brooks SC, Murphy WM (1988) Some physical and mechanical properties of a visible light-activated material. *Dent Mater* 4:197-200.

Asad T, Watkinson AC, Huggett R (1992) The effect of disinfection procedures on flexural properties of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent* 68:191-5.

Asad T, Watkinson AC, Huggett R (1993) The effects of various disinfectant solutions on the surface hardness of an acrylic resin denture base material. *Int J Prosthodont* 1(6):9-12.

Azevedo A, Machado AL, Vergani CE (2006) Effect of Disinfectants on the Hardness and Roughness of Reline Acrylic Resins. *J Prosthodont* 15:235-42.

Bath P, Soltész U, Klaiber B: Polymerisationsschrumpfung, Wasseraufnahme und Quellung von ausgewählten Kompositfüllungsmaterialien. In: *Wissenschaftlicher Bericht - Fraunhofer-Institut für Werkstoffmechanik, W 2/85 Freiburg/Brsg.*, 1985, S. 76-86.

Baulig C, Al-Nawas B, Krummenauer F (2008) p-Werte – statistische Signifikanz ist keine klinische Relevanz! *Z Zahnarztl Implantol* 24:126-128.

Beck G, Schmidt P: *Hygiene: Präventivmedizin, Verhütung und Bekämpfung von Infektionen und Kontaminationen*, Enke Verlag, Stuttgart, 1991, S. 226.

Becker J (1998) Anforderungen an die Hygiene in der Zahnmedizin. *Bundesgesundheitsblatt* 41:363-369.

Biffar R, Bitschnau U (1991) Dimensionsverhalten von Alginatabformungen nach Tauchdesinfektion mit Impreset. *ZWR* 100:864-867.

Block MS, Hoffmann D (1987) A removable orthognathic surgical splint. *J Oral Maxillofac Surg* 45:195.

Bock JJ, Fuhrmann AW, Setz J (2008) The influence of different disinfectants on primary impression materials. *Quintessence Int* 39(3):93-98.

Borneff M, Borneff J: *Hygiene- Ein Leitfaden für Studenten und Ärzte*. 5. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1991, S. 104-118.

Borneff M, Fuhr K, Behneke N (1989) Probleme bei der Desinfektion dentaler Abformmaterialien. *Zbl Bakt Hyg B* 187:365-381.

Braden, M (1962) The absorption of water by acrylic resins and other Materials. *J Prosthet Dent* 14:307-316.

Bradley PF (1987) Conservative treatment for temporomandibular joint pain dysfunction. *Br J Oral Maxillofac Surg* 25:125-137.

Braun, T (2009) Individualität und Motivation durch kreative KFO-Geräte. *KN* 11:15.

Casey J, Dunn WJ, Wright E (2003) In vitro wear of various orthotic device materials. J Prosthet Dent 90:498-502.

Consani RLX, Domitti SS, Consani S (2002) Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. J Prosthet Dent 88:285-289.

Corsalini M, Boccaccio A, Lamberti L, Pappalettere C, Catapano S, Carossa S (2009) Analysis of the performance of a standardized method for the polishing of methacrylic resins. Open Dent J 3:233-240.

Craig RG, Powers J M, Wataha J C: Zahnärztliche Werkstoffe und deren Verarbeitung. 1. Aufl. Elsevier Urban&Fischer, München, 2006, S. 349.

Danesh G, Lippold C, Ziebura Th, Reinhardt KJ, Schäfer E, Ehmer U (2006) In-vitro-Untersuchung zur Eignung lichthärtender Kunststoffe für interokklusale Aufbisschienen. J Orofac Orthop 67:127-37.

Darvell, BW: Material Science for Dentistry. 8. Aufl. The University of Hong Kong, Hong Kong, 2002, S. 190-220.

DaSilva FC, Kimpara ET, Mancini MN, Balducci I, Jorge AO, Koga-Ito CY (2008) Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species and effects on the topographic characteristics of acrylic resin. J Prosthodont 17:627-633.

Das Dental Vademekum 2008/09. Deutscher Zahnärzterverlag, Köln, 2007, S.139.

Deutsches Arzneimittelbuch. Deutscher Apotheker Verlag , Stuttgart, 2009, S. 255-270.

DIN EN ISO 20795. Zahnheilkunde -Kunststoffe -Teil 1: Prothesenkunststoffe. 2009.

DIN EN ISO 20795 Zahnheilkunde - Kunststoffe - Teil 2: Kieferorthopädische Kunststoffe. 2008.

DIN EN ISO 3167. Kunststoff-Vielzweckprüfkörper. 2003.

DIN EN ISO 1567. Zahnheilkunde - Prothesenkunststoffe. 2000.

Doerner MF, Nix WD (1986) A method for interpreting the data from depth-sensing indentation instruments. JMR 1:601-609.

Dos Santos J Jr., Park JG, Re GJ (2000) Patient preference between visible light-cured and heat-cured acrylic Splints. Am J Dent 13:305-307.

Dos Santos J. Jr, Gurklis M (1995) Chairside fabrication of occlusal bite- plane splints using visible light cured material. Cranio 13:131-136.

Dos Santos J Jr, Gurklis M (1994) Immediate fabrication of occlusal bitesplints using visible light- curing material. Compendium 5:228-232.

Dürr M, Höhme J, Setz J, Borneff-Lipp J (2008) Hygienisch-mikrobiologische und werkstoffkundliche Untersuchungen zur Desinfektion dentaler Prothesenbasismaterialien. Hyg Med 33:74-79.

Eggensperger H (1979) Desinfektionsmittel auf der Basis persäureabspaltender Verbindungen. Zentralbl Bakt Hyg 168:517-524.

Egusa H, Watamoto T, Matsumoto T, Abe K, Kobayashi M, Akashi Y, Yatani H (2008) Clinical evaluation of the efficacy of removing microorganisms to disinfect patient-derived dental impressions. Int J Prosthodont 21:531-538.

Eichner K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 5. Aufl. Dr. Alfred Hüthig Verlag GmbH, Heidelberg, 1988, S. 77-249.

Engelhardt, JP (1967) Experimentelle Untersuchungen über die Desinfektion im zahnärztlichen Bereich. Dtsch Zahnärztl Z 11:1175-1182.

Ferracane JL (1985) Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. Dent Mater 1:11-14.

Ferracane JL (2005) Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. Dent Mater 22:211-222.

Finger W: Begriffsbestimmung der Werkstoffprüfung. In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 8. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, S. 385-397.

Finger W: Mechanisch-dynamische Eigenschaften von Prothesen-Kunststoffen. Dtsch zahnärztl Z 30 (1975) 665-671.

Fisher AA (1954) Allergic Sensitization of the skin and oral Mucosa to acrylic denture Materials. JAMA 156:238-242.

Fraise AP (1999) Choosing disinfectants. J Hosp Infect 43:255-264.

Franz G: Zahnärztliche Werkstoffkunde. In: Schwenzer (Hrsg): Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Prothetik und Werkstoffkunde, Band 3, Thieme Verlag, Stuttgart, 1994, S. 1-137.

Fritsche W: Mikrobiologie. 1. Aufl. Gustav Fischer Verlag, Jena, 1990, S. 201-334.

Gall L (04.06.20012) <http://www.farbmatrik-gall.de/cielab/toleranz/index.html>

Giammanco GM, Melilli D, Rallo A, Pecorella S, Mammina C, Pizzo G (2009) Resistance to disinfection of a polymicrobial association contaminating the surface of elastomeric dental impressions. New Microbiol 32:167-172.

Gierling R: Farbmanagement. 3. Aufl. Mitp-Verlag, 2006.

Grellmann W und Seidler S: Mechanische Eigenschaften von Kunststoffen. In: Handbuch Kunststoffprüfung. 1. Aufl. Hanser Verlag, München, Wien, 2005, S.108-154.

Gutowski-Hesedenz M, Sergl HG (1988) Fragen der Hygiene in der kieferorthopädischen Praxis. Fortschr Kieferorthop 49:368-376.

Hahn W (1981) Desinfektionsmittel - Wirkungsweise, Wirkungsspektren und toxikologische Aspekte. Hyg Med 6:458-475.

Harzer W: Lehrbuch der Kieferorthopädie. Carl Hanser-Verlag, München, Wien, 1999, S. 1-120.

Haunfelder D, Horch HH: Werkstoffe der Kieferorthopädie, Kieferorthopädie I, Praxis der Zahnheilkunde 11. 3. Aufl. Urban&Schwarzenberg, München, 1999, S. 147-201.

Heeg P, Setz J: Praxishygiene – Probleme und Lösungen. 8. Aufl. Thieme, Stuttgart, 1994, S. 1-86.

Hellerich W, Harsch G, Haenle S: Werkstoff-Führer Kunststoffe: Eigenschaften Prüfungen, Kennwerte. 9. Auflage Carl Hanser Verlag, München, Wien, 2004.

Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Schwarzenberg. 2. Aufl. München, Jena, 1995, 1-75.

Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung. Eintrag zu Glyoxal und Pentandial, GESTIS-Stoffdatenbank des IFA.

<http://www.dguv.de/ifa/de/gestis/stoffdb/index.jsp> (30.05.2011) Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung. Eintrag zu Didecyldimethylammoniumchlorid, GESTIS-Stoffdatenbank des IFA.

Janda R: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 7., unveränderte Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, 173 ff.

Janda R, Greiner K (2000) Kunststoffe für herausnehmbare kieferorthopädische Apparate. DZW Zahntechnik 4:615-622.

Janda R (1996) Prothesenkunststoffe - gestern, heute und morgen? Phillip Journal 13:93-98.

Janke G (1953) Über das Residualmonomer und die Schnellmethode nach W. Bauer zur Bestimmung derselben. Stomatologie 6:109-118.

Janke G (1957) Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhalten unvernetzter Kunststoffe bei Austrocknung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Verarbeitung. Dtsch Zahnärztl Z 21:1464-1467.

Jeffrey DJ (1995) Chemicals used as disinfectants: active ingredients and enhancing additives. Rev Sci Tech 14:57-74.

Jentsch G (1978) Pharmazie, Pharmakologie und Toxikologie der Desinfektionswirkstoffe 6. Hyg+Med 3:25-27.

Kanerva L, Estlander T, Jolanki R (1994) Occupational skin allergy in the dental profession. Dermatol Clin 12:517-532.

Kahl-Nieke: Einführung in die Kieferorthopädie. 2.Aufl. Urban&Schwarzenberg, München, Jena, 1995, S. 1-75.

Kahrs KF (1995) General disinfection guidelines. Rev Sci Tech 14:105-122.

Khan Z, Frauenhofer JA, Razavi R (1987) The straining characteristics, transverse strength and microhardness of a visible light-cured denture base material. J Prothet Dent 57:384-386.

Kirchhoff H (1974) Wirkungsmechanismen chemischer Desinfektionsmittel - II. Spezielle Reaktionsabläufe bei einzelnen Desinfektionsmitteln. Gesundheitswesen und Desinfektion 66(10):157-60.

Körper KH (1987) Experimentelle Untersuchungen zur Genauigkeitsgrenze des Polymerisations-Schwundausgleiches im SR-Ivocap-Verfahren. ZWR 7:632-637

Körper KH (1990) Werkstoffkundliche Analyse zur Indikation des SR-Ivocap-Polymerisationsverfahren. Dent Labor 38:1617-1623.

Körper KH, Ludwig K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. 2 Aufl. Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1993, S. 1-122.

Korn, SV (2005) Wahrnehmung der kieferorthopädischen Behandlung durch den jugendlichen Patienten, Dissertation, Justus-Liebig-Universität Gießen.

Kotsiomi E, Tziella A, Hatjivasiliou (2008) Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review. J Oral Rehabil 35(4):291-299.

Kramer A: Krankenhaus- und Praxishygiene. 1. Aufl. Elsevier, Urban&Fischer Verlag, München, 2001, S. 1-55.

Lin JJ, Cameron SM, Runyan DA, Craft DW (1999) Disinfection of denture base acrylic resin. J Prosthet Dent 81:202-206.

Ma T, Johnson GH, Gordon GE (1997) Effects of chemical disinfection on the surface characteristics and color of denture resins. J Prosthet Dent 77:197-204.

Machado AL, Breeding LC, Vergani CE, da Cruz Perez LE (2009) Hardness and surface roughness of relined and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. J Prosthet Dent 102(2):115-122.

Maris P (1995) Modes of action of disinfectants. Rev Sci Tech 14(1):47-55.

Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 3. Aufl., Hanser Verlag, München-Wien, 1988, S.82-88.

Marxkors R: Mechanische Irritationen in: Marxkors R, Meiners H (Hrsg): Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 4. Aufl. Hanser Verlag. München, Wien, 1993, S. 1-174.

Marxkors R, Meiners H, fortgeführt von Geis-Gerstorfer J: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 6. überarbeitete Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2008, S.101-21.

Melilli D, Rallo A, Cassaro A, Pizzo G (2008) The effect of immersion disinfection procedures on dimensional stability of two elastomeric impression materials. *JOS* 50(4):441-446.

Moiseenko TD (2007) Wasseraufnahme und Polymerisationsschrumpfung verschiedener licht- und autopolymerisierender Kunststoffe zur Herstellung von intermaxillären Splinten im Rahmen der orthognathen Chirurgie. Dissertation. Universitätsklinikum Münster.

Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Vergani CE, Giampaolo ET (2005) Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection an long-term water immersion. *J Prosthet Dent* 93(2)171-176.

Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA (1986) A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent* 56:497-506.

Ohgke H: Alte und neue Desinfektionsmittel. In: Sander J, Sander U: Desinfektion und Sterilisation - Referate vom 2. Fortbildungskongress Hannover, 3.-5.11.1986, Monika Schliehe Verlag, Osnabrück, 1986, S.130-133.

Ottl P, Schmitz C, Janda R, Weigl P (1995) Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen licht-, heiß- und autopolimerisierender Kunststoffe für Aufbisschienen. *Deutsch Zahnärztl Z* 50:471-474.

Paranhos HF, Silva-Lovato CH, de Souza RF, Cruz PC, de Freitas-Pontes KM, Watanabe E, Ito IY (2009) Effect of three methods for cleaning dentures on biofilms formed in vitro on acrylic resin. *J Prosthodont* 18(5):427-31.

Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE (2003) Effects of chemical disinfectants on the transverse strength of denture base acrylic resins. *J Oral Rehabil* 30(11):1085-1089.

Peroz I (1990) Polymerisationsschrumpfung von Prothesenkunststoffen bei verschiedenen Herstellungsverfahren. *ZWR* 4:292-296.

Peters J, Spicher G (1985) Grenzen der Anwendungsmöglichkeit von Desinfektionsmitteln auf der Grundlage von aktivem Sauerstoff. *Hyg +Med* 10:49-52.

Pfeiffer P (2004) Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent* 92:72-78.

Polyzois GL, Zissis AJ, Yanikakis SA (1995) The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. *Int J Prosthodont* 8:150-154.

Produktinformation Firma Dr. H Stamm GmbH, Chemische Fabrik, Berlin, <http://www.dr-stamm.de/produkte/index.html> (30.05.2011).



Robinson JG, McCabe JF, Storer R (1987) Denture bases: the effects of various treatments on clarity, strength and structure. *J Dent* 15:159-165.

Rose EC, Bumann J, Jonas IE, Kappert HF (2000) Contribution to the biological assessment of orthodontic acrylic materials. Measurement of their residual monomer output and cytotoxicity. *J Orofac Orthop* 61(4):246-257.

Rosswall B, Newesely N, Bartels R (1984) Verarbeitung und Bewertung von KFO Autopolymerisaten. *Fortschr Kieferorthop* 45(5):403-413.

Runnells RR (1988) An overview of infection control in dental practice. *J Prosthet Dent* 59:625-629.

Schendel KU, Lenhardt M, Fusenig NE, Komposch G (1992) The testing of the toxicity of the plastics used in orthodontics. *Fortschr Kieferorthop* 53(6):354.

Schendel KU, Erdinger L, Komposch G, Sonntag HG (1995) Neonfarbene Kunststoffe für kieferorthopädische Apparaturen. Untersuchung zur Biokompatibilität. *Fortschr Kieferorthop* 56:41-48.

Schmidt A (1978) Die Geschichte der Methacrylate in der Stomatologie. *Zahntechnik* 19:436-444.

Schneider M, Kott H (1997) Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen der Prothesenbasismaterialien SR-Ivocap, Paladon 65 und Microbase. Dissertation. Jena.

Schopf P: Curriculum Kieferorthopädie, Band I 3. Aufl. Quintessenz Verlag, Berlin, 2000, S. 364.

Schwenzer N, Ehrenfeld M: Zahn- Mund- und Kieferheilkunde, Allgemeine Chirurgie, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, S. 61-63.

Schwickerath H (1961) Die elastischen Eigenschaften der Methacrylate. *Dtsch Zahnärztl Z* 16:478-481.

Schwickerath H (1980) Wasseraufnahme bei Kunststoffen im Langzeitversuch. *Dtsch Zahnärztl Z* 35:931-933.

Sernetz F (2005) Normierung kieferorthopädischer Produkte-Macht das Sinn? *J Orofac Orthop* 66:307-318.

Sicherheitsdatenblatt 91/155 EWG. Impresept Version 1.3.; 3M Espe GmbH & Co. KG (22.05.2006).

Sofou A, Larsen T, Fiehn NE, Öwall B (2002) Contamination level of alginate impressions arriving at a dental laboratory. *Clin Oral Invest* 6(3):161-165.

Sofou A, Emmanouil J, Peutzfeldt A, Öwall B (2001) The effect of different polishing techniques on the surface roughness of acrylic resin materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 9(3-4):117-122.

Sporckenbach-Höffler J, Meyer-Pannwitt K, Dernick R (1987) Die virusinaktivierende Wirkung von anorganischen Peroxyverbindungen. *Zentralbl Bakt Hyg* 184:253-261.

- Sprößig M (1989) Eigenschaften und Anwendungsmöglichkeiten der Peressigsäure - 25 Jahre Erfahrung und Entwicklung. Hyg+Med 14:498-501.
- Stafford GD, Bates JF, Hugget RW (1980) A review of the properties of some denture base polymers. J Dent 8:292-306.
- Steiger A: Desinfektion. 1. Aufl. Gustav Fischer Verlag, Jena, 1986, S. 368-377.
- Stellmacher W, Scholz K, Preißler K: Desinfektion. 2. Aufl. Gustav Fischer Verlag, Jena, 1974, S. 1-66.
- Steuer W, Lutz-Dettinger U, Schubert F: Leitfaden der Desinfektion, Sterilisation und Entwesung. 7. Aufl. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 1998, S. 55-122.
- Stümke M: Einführung in die Metallkunde. In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung. 8., unveränderte Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2005, S. 79.
- Szabo G, Toth G, Szanto I (1994) Water absorption and water solubility of prosthetic materials. Fogorvosi Szemle 87:209-215.
- Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M (1998) Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture relining materials. Int J Prosthodont 11:49-54.
- Turhan Bal B, Yilmaz H, Aydin C, Al FD, Sultan N (2007) Efficacy of various disinfecting agents on the reduction of bacteria from the surface of silicone and polyether impression materials. Eur J Prosthodont Restor Dent 15(4):177-182.
- Wallhäuser KH, Schmidt H, Lautenschläger CL: Sterilisation, Desinfektion, Konservierung, Chemotherapie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1967, S. 177.
- Welker D: Prothesenkunststoffe-Prothesenwerkstoff und Gewebe In: Eichner K, Kappert F: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 6. Aufl. Hüthig, Heidelberg, 1996, S. 243-244.
- Welker D: Prothesenkunststoffe-Technologie. In: Eichner K, Kappert F. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 6. Aufl. Hüthig, Heidelberg, 1996, S.211-250.
- Welker D: Prothesenkunststoffe. In: Meiners H, Lehmann KM: Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Hanser Verlag, München, Wien, 1998, S. 249-277.
- Wichelhaus A, Bader F, Sander FG, Krieger D, Mertens Th (2006) Effektivität der Desinfektion orthodontischer Zangen. Fortschr Kieferorthop 67:316-336.
- Zissis AJ, Polyzois GL (2000) Roughness of Denture Materials. Int J Prosthodont 13:136-140.

## 8 Thesen

- 1 Zur Herstellung von kieferorthopädischen Geräten, kieferchirurgischen Splints, Aufbissschienen u.a. werden autopolymerisierende Kunststoffe auf PMMA Basis verwendet.
- 2 Durch die Desinfektion der Kunststoffe darf es zu keiner klinisch relevanten Veränderung der werkstoffkundlichen Eigenschaften kommen.
- 3 Es gibt kein speziell auf kieferorthopädische Kunststoffe abgestimmtes Desinfektionsmittel, sondern Universaldesinfektionsmittel, die u.a. auch für die Desinfektion prothetischer Kunststoffe eingesetzt werden können.
- 4 Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung von kieferorthopädischen Kunststoffen (Orthocryl-klar/grün, Forestacryl-klar/rosa) und deren werkstoffkundlichen Eigenschaften vor und nach der Desinfektion mit handelsüblichen Standardprodukten (Impresept; Stammopur DR, D 050 Instru-Gen).
- 5 Geprüft wurde eine mögliche Veränderung der Härteeigenschaften (Mikrohärte, Makrohärte), der Biegeeigenschaften, der Oberflächenrauigkeit und der Farbstabilität der Kunststoffe nach Desinfektion.
- 6 Die Desinfektion mit allen drei Testpräparaten hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Biegeeigenschaften und die Farbstabilität der Kunststoffe.
- 7 Die Desinfektion mit Instru-Gen hatte einen signifikanten Einfluss auf die Makrohärte und Mikrohärte einiger getesteter Kunststoffe. Die Desinfektion führte zu einer Verringerung der Makrohärte beim Kunststoff Orthocryl-klar/grün. Bei der Untersuchung der Mikrohärte kam es zu einer Verringerung der Härteeigenschaften durch die Desinfektion mit Instru-

Gen bei den Kunststoffen Orthocryl-klar und Forestacryl-klar. Dagegen erhöhte sich die Mikrohärtigkeit bei Orthocryl grün.

- 8 Die Desinfektion mit Stammopur beeinflusste die Makrohärtigkeit, Mikrohärtigkeit und Oberflächenrauigkeit. Die Makrohärtigkeit des Kunststoffes Orthocryl-klar verringerte sich nachweisbar. Bei der Untersuchung der Mikrohärtigkeit wurde eine Verringerung der Härte bei Forestacryl-klar/rosa beobachtet. Zu einer Erhöhung der Oberflächenrauigkeit durch die Desinfektion mit Stammopur kam es bei Forestacryl-klar.
- 9 Die Desinfektion mit Impresept hatte einen Einfluss auf die Makro- und Mikrohärtigkeit von Forestacryl-klar/rosa. Durch die Desinfektion kam es zu einer Verringerung der Makrohärtigkeit bei Forestacryl-klar und zu einer Erhöhung bei Forestacryl-rosa. Forestacryl-klar/rosa reagierten auf die Desinfektion mit einer nachweisbaren Erhöhung der Mikrohärtigkeit.
- 10 Die Desinfektion mit Instru-Gen führte in den häufigsten Fällen zu signifikanten Veränderungen der werkstoffkundlichen Eigenschaften. Die wenigsten Veränderungen der getesteten Materialeigenschaften wurden bei der Desinfektion mit Impresept beobachtet.
- 11 Da es durch alle hier getesteten Desinfektionsmittel zu einer Veränderung der werkstoffkundlichen Kunststoffeigenschaften kam, kann keine generelle Empfehlung für eines der getesteten Produkte ausgesprochen werden. Vielmehr wäre die Entwicklung kunststoffspezifischer Desinfektionsmittel wünschenswert. Hilfsweise sollte von Seiten der Kunststoffhersteller eine Empfehlung für ein produktspezifisches Desinfektionsmittel vorgenommen werden.

---

## Lebenslauf

Name Anne Pangratz  
Geburtsdatum 29.12.1983  
Geburtsort Schönebeck/Elbe  
Eltern Olaf Pangratz, System Manager  
Silke Pangratz, Studienrätin  
Geschwister Helge Pangratz, Student  
Familienstand ledig

### Bildungsweg

1990-1994 „Johann-Wolfgang von Goethe Grundschule“ in Calbe/Saale  
1994-2003 „Friedrich Schiller Gymnasium“ in Calbe/Saale  
2003-2008 Studium der Zahnheilkunde an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
2004 Naturwissenschaftliche Vorprüfung  
2006 Zahnärztliche Vorprüfung  
2008 Staatsexamen im Fach Zahnmedizin und Approbation als Zahnärztin  
2009-2010 Zahnärztliches Jahr in Konstanz  
2010-2011 Weiterbildungsassistentin für Kieferorthopädie in Konstanz  
Seit 1.3.2011 Weiterbildungsassistentin für Kieferorthopädie der Universitätspoliklinik für Kieferorthopädie an der Ludwig-Maximilians-Universität München

München, 10.01.2013

---

## **Erklärung**

Die vorliegende Arbeit einschließlich der Untersuchungen und der statistischen Auswertung wurden selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt.

München, 10.01.2013

Ich erkläre weiterhin, dass frühere Promotionsversuche mit der gleichen oder einer anderen Dissertationen nicht erfolgt sind. Die vorliegende Arbeit wird erstmalig und nur an der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eingereicht.

München, 10.01.2013

---

## **Danksagung**

Für die Überlassung des interessanten Themas möchte ich mich bei Herrn Dr. J. J. Bock bedanken.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. med. dent. A. F. Boeckler (Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für die Betreuung und Unterstützung.

Herrn Dr. C. Bierögel (Zentrum für Ingenieurwissenschaften, Professur Werkstoffdiagnostik/Werkstoffprüfung, Leiter: Prof. Dr. rer. habil. Wolfgang Grellmann, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) danke ich für die freundliche Unterstützung bei den werkstoffkundlichen Untersuchungen.

Für die Beratung bei den statistischen Auswertungen der Untersuchungsdaten möchte ich Dr. A. Kluttig danken (Institut für Medizinische Epidemiologie, Biometrie und Informatik, Martin-Luther-Universität Halle- Wittenberg).

Weiterhin möchte ich mich bei den Mitarbeitern des zahntechnischen Laboratoriums der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle- Wittenberg bedanken.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meiner Familie für die ständige Motivation und Geduld.